UNIVERSITÉ PARIS XI
UFR SCIENTIFIQUE D'ORSAY

THÈSE

présentée en vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITE PARIS XI

Spécialité : PHYSIQUE NUCLEAIRE

par

Stéphanie LAMART

Etude de l'influence de la biocinétique des radionucléides sur la mesure anthroporadiamétrique à l'aide de fantômes numériques voxélisés

Directeur de thèse : M. Didier FRANCK

soutenue le 13 octobre 2008 devant la commission d'examen

Mme Irène BUVAT	Directeur de Recherche, CNRS, Orsay	Présidente
Mme Isabelle AUBINEAU-LANIECE	HDR, CEA, Saclay	Rapporteur
M. Henri METIVIER	Professeur émérite, INSTN, Saclay	Rapporteur
M. Didier FRANCK	HDR, IRSN, Fontenay-aux-Roses	Directeur de thèse
M. Xavier LECHAFTOIS	Technicien principal, AREVA NC, La Hague	Examinateur
M. John S. HENDRICKS	Développeur MCNPX, Los Alamos, USA	Examinateur
M. Eric BLANCHARDON	Ingénieur-Chercheur, IRSN, Fontenay-aux-Roses	Invité

Recherches effectuées à l'IRSN/DRPH/SDI/LEDI, BP 17, 92262 Fontenay-aux-Roses Cedex

Remerciements

Je remercie la Direction de la Radioprotection de l'Homme, Monsieur Patrick GOURMELON et Madame Jocelyne AIGUEPERSE, pour m'avoir donné l'occasion de réaliser ce travail de thèse à l'IRSN. Je souhaite également remercier particulièrement Monsieur Jean-René JOURDAIN, Chef du Service de Dosimétrie Interne, ainsi que son adjoint Monsieur Jean-Michel DELIGNE, et Monsieur Didier FRANCK Chef du Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne, pour m'avoir accueillie et avoir mis à disposition les moyens de mener à bien ce projet de thèse dans les meilleures conditions.

Pour m'avoir fait confiance et avoir suivi mon travail tout au long de ces trois années et pour l'intérêt qu'ils ont porté au projet, je souhaite remercier Madame Inès V. de LAGUERIE de la Direction des Technologies, de la Recherche et de l'Innovation d'AREVA NC et les Docteurs Benoît QUESNE et Alain ACKER, successivement Directeur Médical d'AREVA. Je tiens également à remercier Madame PELEAU, biologiste et adjointe au Chef du Secteur Analyses Médicales du centre AREVA NC de La Hague ainsi que l'ensemble de son équipe. Toutes mes pensées vont à Monsieur Laurent EXMELIN, Chef du Secteur Analyses Médicales, pour son enthousiasme lors du démarrage du projet.

Je remercie également Monsieur Bernard BERTHIER de m'avoir acceptée dans l'école doctorale 'Rayonnements et Environnement' dont il est responsable.

Je tiens à vivement remercier Madame Irène BUVAT, Directeur de Recherche au Centre National de la Recherche Scientifique, pour avoir accepté de présider le jury de cette thèse.

Mes remerciements vont également à Madame Isabelle AUBINEAU-LANIECE, ingénieur-chercheur au CEA et Monsieur Henri METIVIER, Professeur à l'Institut National des Sciences et Techniques Nucléaires, pour avoir accepté la lourde tâche de rapporteur. Leurs connaissances en matière de calcul Monte Carlo et de radioprotection sont pour moi une preuve de la solidité de ce travail.

Que Monsieur John S. HENDRICKS, développeur du code MCNPX à Los Alamos aux Etats-Unis, trouve ici ma reconnaissance pour avoir accepté de faire partie de ce jury. Sa présence est pour moi un grand honneur.

Je remercie vivement Monsieur Xavier LECHAFTOIS, technicien principal du Secteur Analyses Médicales du centre AREVA NC de La Hague pour sa participation au jury et surtout pour avoir soutenu et suivi avec intérêt ce travail pendant ces trois ans.

Je tiens à remercier tout particulièrement Monsieur Jean-Christophe TRAMA, chargé d'affaire Tripoli-4 au Laboratoire de Transports Stochastique et Déterministe du CEA de Saclay, qui n'a pas hésité à adapter l'organisation de son séminaire pour permettre la participation de John S. HENDRICKS au jury.

Mes plus sincères remerciements vont à mon Directeur de thèse, Monsieur Didier FRANCK, pour la confiance qu'il m'a accordée et son aide précieuse dans le domaine de la dosimétrie interne, et à mes responsables successifs, Messieurs Loïc de CARLAN et Eric BLANCHARDON pour m'avoir transmis leur expérience et leurs conseils respectivement en anthroporadiamétrie et calcul Monte Carlo, biocinétique et calcul de dose. Je les remercie pour la qualité de leur encadrement, de s'être investis dans ce projet, de m'avoir soutenue et encouragée. Merci également pour tous nos échanges, fruits d'un grand enrichissement d'un point de vue scientifique et personnel. Pour leur disponibilité, leur soutien inconditionnel dans la réalisation de ce travail, sans oublier leur bonne humeur quotidienne, leur sympathie et gentillesse, je leur exprime ici toute ma gratitude.

Je tiens aussi à remercier chaleureusement Monsieur Andrey MOLOKANOV, chercheur de l'Institut de Biophysique de Moscou et travaillant temporairement au LEDI ces derniers mois, pour m'avoir fait partager sa longue expérience en dosimétrie interne et dans le domaine de l'estimation des incertitudes.

Je remercie également Monsieur David BROGGIO, ingénieur chercheur au laboratoire pour son aide, ses idées et son éclairage sur le sujet.

Je tiens à remercier chaleureusement Monsieur John S. HENDRICKS de s'être intéressé à mon sujet, et pour m'avoir fait part, au travers de notre collaboration, de son expérience en calcul Monte Carlo et sur les méthodes de réduction de temps de calcul dans MCNPX plus particulièrement. Merci également pour sa gentillesse.

Je souhaite aussi remercier Monsieur Gary H. KRAMER, Chercheur à Health Canada pour l'intérêt qu'il a porté à mon sujet, pour m'avoir sponsorisée et ainsi permis de participer au congrès de 2007 de la Health Physics Society dont il est membre.

Je remercie également les Docteurs Gilbert HERBELET, Chef du Service de Médecine Nucléaire – Scintigraphie et Cardiologie, et Jean LEMESLE, Chef du Service d'Imagerie Médicale et son équipe, au Centre Hospitalier Intercommunal de Poissy - Saint Germain-en-Laye, pour avoir mis à disposition les moyens nécessaires à l'acquisition d'images scanner du fantôme physique Livermore.

Je tiens aussi à remercier Madame Stéphanie MENARD, ingénieur chercheur au CEA pour son aide et ses conseils en calcul Monte Carlo, Madame Christelle HUET et Monsieur Joachim MISS pour l'organisation du Groupe d'Action Transverse Monte Carlo et de m'avoir proposé d'y intervenir.

Merci à Monsieur Eric CHOJNAKI pour m'avoir éclairée de ses compétences mathématiques et dans le domaine des statistiques.

Je tiens également à remercier Madame Anne VAN der MEEREN et Monsieur Quang CHAU, du CEA/DSV/DRR/SRCA/LRT de Bruyères-le-Châtel ainsi que Monsieur Nicolas DUDOIGNON, vétérinaire et responsable opérationnel LASW/Sanofi-Aventis R&D pour m'avoir apporté les renseignements nécessaires à la rédaction d'un premier article suite aux travaux de Mademoiselle Noëlle PIERRAT.

Je remercie très sincèrement Mesdemoiselles Estelle COURAGEOT et Charlotte ROBERT, doctorantes respectivement à l'IRSN et au CEA, et Mademoiselle Joanna JANECZKO, physicienne médicale, pour

le travail qu'elles ont accompli lors de leur stage de recherche et d'avoir ainsi contribué à l'avancée de mon sujet de thèse. Merci également pour votre bonne humeur, votre motivation et les bons moments passés ensemble.

Je remercie aussi Monsieur Raphaël BÔ, technicien du LEDI pour son aide notamment dans l'organisation de la campagne de mesure à La Hague.

Je tiens également à remercier Madame Juliette AMBROISE, Secrétaire du Service de Dosimétrie Interne pour sa bonne humeur quotidienne, son sourire, sa disponibilité et son aide précieuse notamment pour l'organisation des congrès internationaux et le bilan réalisé à l'occasion de la rédaction du Nouveau Chapitre de la Thèse.

Merci à l'équipe de la société Neurones pour l'installation des versions MCNPX, en particulier à Xavier LOGERAIS et Guillaume PIRES pour leur aide et leur patience.

Mes remerciements vont également aux autres membres du Comité Technique DOSINTER, notamment les Docteurs Bernard AURIOL et Stéphane HENRY de AREVA NC, Madame Isabelle DUBLINEAU et Monsieur Fabrice PETITOT du Laboratoire de Radiotoxicologie de l'IRSN pour l'intérêt qu'ils ont porté au sujet et pour leur sympathie.

Je remercie chaleureusement Mesdames Emmanuelle GAILLARD-LECANU et Florence MENETRIER de la cellule CARMIN de CEA/DSV et Monsieur François PAQUET de la Direction Scientifique de l'IRSN pour m'avoir permis de participer aux conférences dont l'organisation leur revenait et pour leur bienveillance.

Je remercie les personnes que j'ai rencontrées au cours de réunions de travail et lors des congrès nationaux et internationaux, qui m'ont fait part de leur intérêt pour le sujet et m'ont accordé leur sympathie. Un merci tout particulier à Stéphane BOURGANEL du Laboratoire de Protection, d'Etudes et de Conception du CEA de Saclay.

Je tiens à remercier sincèrement l'équipe du LEDI pour le soutien et la sympathie qu'elle m'a témoignée durant ces trois ans. Que tout le monde trouve ici ma profonde gratitude pour avoir eu à mes côtés des personnes avec qui j'ai eu plaisir à travailler et à échanger. Merci également aux membres du Laboratoire de Radiochimie pour leur sympathie. Merci à Aurélie, David et Guillaume pour m'avoir fait partager leur expérience du doctorat et leur soutien. Merci à Estelle pour sa bonne humeur quotidienne et son aide.

Je souhaite également remercier les doctorants qui m'ont intégrée dans leur petit groupe à mon arrivée à l'IRSN et fait partager leurs expériences : Béatrice, Marie-Laure, Noëlle, Christophe, Guillaume et Javier, merci pour les bons moments passés ensemble et bonne continuation dans la voie que vous suivez, gardons le contact.

Enfin, je souhaite remercier infiniment mes parents pour m'avoir permis de réaliser les études que j'avais choisies, mes proches pour leur soutien moral et matériel, mes amis pour leur sympathie.

Résumé

L'anthroporadiamétrie, ou mesure *in vivo*, est une méthode de choix pour l'estimation de la rétention d'activité en cas de contamination interne. Cependant elle reste actuellement limitée par l'utilisation de fantômes physiques d'étalonnage ne permettant pas de reproduire fidèlement la morphologie de la personne mesurée, ni la distribution réelle de la contamination. La méthode d'étalonnage usuelle entraine ainsi des incertitudes systématiques significatives sur la quantification de la contamination. Pour améliorer la mesure *in vivo*, le Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne (LEDI, IRSN), a développé, via le logiciel ŒDIPE, une méthode d'étalonnage numérique originale basée sur des fantômes voxélisés construits à partir d'images médicales de personnes et sur le code Monte Carlo MCNPX de transport des particules. La première version d' ŒDIPE a permis de modéliser des sources homogènes simples et de mieux estimer, en mesure pulmonaire des actinides, les incertitudes systématiques liées au positionnement et à la distribution hétérogène de l'activité dans les poumons. Cependant elle ne permettait pas de prendre en compte la distribution dynamique et souvent hétérogène de l'activité entre les différents organes et tissus. Or l'efficacité du système de détection dépend de la distribution de la source d'activité. L'objectif essentiel du travail de thèse est donc de répondre à la question suivante : quelle est l'influence de la biocinétique des radionucléides sur la mesure *in vivo* ?

Pour y répondre, il est apparu nécessaire de modifier OEDIPE de manière approfondie. Ce nouveau développement a permis de modéliser la source d'activité de façon plus réaliste à partir de modèles biocinétiques de référence établies par la CIPR. La première partie du travail a consisté à développer les outils numériques nécessaires à l'intégration de la biocinétique dans le modèle de source d'OEDIPE. Puis une méthodologie a été développée pour quantifier son influence sur la mesure *in vivo* à partir de résultats de simulations.

Cette méthode a été mise en œuvre et validée sur le modèle de l'installation à quatre détecteurs germanium du LEDI. Enfin, la procédure a été appliquée à l'installation de mesure *in vivo* du Secteur Analyses Médicales du centre AREVA NC de La Hague et à un cas réel de contamination. Ce travail a permis d'étudier et de quantifier la connaissance partielle de la distribution corporelle de l'activité comme une source supplémentaire d'incertitude systématique dans la mesure *in vivo*. Des écarts de l'ordre de 50% ont été mis en évidence dans l'estimation de la rétention d'activité par la mesure pulmonaire de la raie à 59,54 keV de l'Am-241 dans les premiers jours après l'incorporation. La méthode développée sera utilisée au Secteur Analyses Médicales d'AREVA NC La Hague et pourra être appliquée dans les autres laboratoires de mesure des travailleurs du nucléaire pour corriger les coefficients d'étalonnage en fonction de la biocinétique des radionucléides. En réduisant l'incertitude systématique associée, ce travail permettra d'améliorer en conséquence l'estimation de la dose résultant d'une contamination interne.

Abstract

The *in vivo* measurement is an efficient method to estimate the retention of activity in case of internal contamination. However, it is currently limited by the use of physical phantoms for the calibration, not enabling to reproduce neither the morphology of the measured person nor the actual distribution of the contamination. The current method of calibration therefore leads to significant systematic uncertainties on the quantification of the contamination. To improve the *in vivo* measurement, the Laboratory of Internal Dose Assessment (LEDI, IRSN) has developped an original numerical calibration method with the OEDIPE software. It is based on voxel phantoms created from the medical images of persons, and associated with the MCNPX Monte Carlo code of particle transport,.The first version of this software enabled to model simple homogeneous sources and to better estimate the systematic uncertainties in the lung counting of actinides due to the detector position and to the heterogeneous distribution of activity inside the lungs. However, it was not possible to take into account the dynamic feature, and often heterogeneous distribution between body organs and tissues of the activity. Still, the efficiency of the detection system depends on the distribution of the source of activity. The main purpose of the thesis work is to answer to the question: what is the influence of the biokinetics of the radionuclides on the *in vivo* counting?

To answer it, it was necessary to deeply modify OEDIPE. This new development enabled to model the source of activity more realistically from the reference biokinetic models defined by the ICRP. The first part of the work consisted in developing the numerical tools needed to integrate the biokinetics in OEDIPE. Then, a methodology was developed to quantify its influence on the *in vivo* counting from the results of simulations.

This method was carried out and validated on the model of the *in vivo* counting system of the LEDI. Finally, the procedure was applied to the *in vivo* counting system of the medical laboratory of AREVA NC La Hague and to a real case of contamination. This work enabled to study and quantify the incomplete knowledge of the body distribution of activity as another systematic source of uncertainty,.Discrepancies of the order of 50% were found in the estimation of the retention of activity from the lung measurement of the 59.54 keV ray of Am-241 in the first days following the contamination. The developed method will be used in the laboratory of AREVA NC La Hague and can be applied in every laboratory dedicated to the *in vivo* counting of nuclear workers, to correct the efficiency calibration depending on the biokinetics. By mitigating the associated source of uncertainty, this work will therefore contribute to optimizing the estimation of the internal dose.

Glossaire

AMAD	Activity Median Aerodynamic Diameter (DAMA)
CIPR	Commission Internationale de Protection Radiologique
CT	Computed Tomography i.e. imagerie scanner tomodensitométrique
CWT	Chest Wall Thickness (épaisseur thoracique)
DAMA	Diamètre Aérodynamique Médian en Activité
ε	Efficacité de détection
F	Fast, type d'absorption rapide
GeHP	Germanium de Haute Pureté
ICRU	International Commission on Radiation Units and measurements
ICRP	International Commission on Radiological Protection (CIPR)
IDL	Interactive Data Language
IRSN	Institut de Radioprotection et Sûreté Nucléaire
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique nucléaire
LANL	Los Alamos National Laboratory
Lattice	réseau (maillage) infini hexagonal ou parallélépipédique utilisé par le code MCNP(X) pour la construction des géométries
LEDI	Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne
LN_TH	noeuds lymphatiques thoraciques
LN_ET	noeuds lymphatiques extra-thoraciques
M	Moderate, type d'absorption modéré
MCNP(X)	Monte Carlo N-Particle (eXtended)
MIRD	comité Medical Internal Radiation Dose
MOX	Mixed Oxide Fuel
OEDIPE	Outil d'Evaluation de la Dose Interne PErsonnalisée
ORNL	Oak Ridge National Laboratory
REP	Réacteur à Eau Pressurisée
S	Slow, type d'absorption lent
SAM	Secteur Analyses Médicales
Tally	résultats demandé lors d'un calcul MCNP(X)
Voxel	élément parallélépipédique composant une image numérique tridimensionnelle (VOlume X ELement)

Table des matières

Introduction générale

Dans le domaine de l'énergie électronucléaire, le principe d'optimisation « As Low As Reasonably Achievable » (ALARA) vise à maintenir aussi bas que possible le risque encouru par les travailleurs et les personnes du public pour produire l'énergie nucléaire, dont l'image est forte dans le paysage énergétique français.

Certains postes de travail de l'industrie du nucléaire présentent des risques de contamination interne par des radionucléides, une contamination interne pouvant survenir suite à l'inhalation, l'ingestion de composés radioactifs ou à une blessure impliquant des radionucléides. Après leur passage dans le sang, les radionucléides se distribuent dans l'organisme entier et l'irradient jusqu'à leur élimination biologique et/ou physique. L'irradiation est quantifiée par la dose reçue par les tissus, qui conduit notamment à une augmentation du risque de cancer (chapitre 1).

Un programme de surveillance individuelle vise à détecter et à caractériser une contamination éventuelle du corps humain par deux méthodes possibles : indirectement par analyse radiotoxicologique des urines ou des selles (qui évalue la quantité de radionucléides excrétée); ou directement par anthroporadiamétrie encore appelée mesure *in vivo* (qui évalue la quantité retenue par l'organisme). L'analyse radiochimique des excrétas permet d'obtenir de très bonnes sensibilités de détection mais nécessite des temps de préparation et de comptage importants (jusqu'à une semaine), et est affectée par la variabilité biologique de l'excrétion et par la qualité de son échantillonnnage. L'anthroporadiamétrie est une spectrométrie des raies X et gamma émises par l'organisme ou par un organe en particulier. Elle permet d'identifier les radionucléides incorporés et d'estimer la rétention d'activité. Elle présente l'avantage d'une mesure directe de la contamination et d'une mise en œuvre rapide (environ 30 minutes). Cependant, la fiabilité des mesures dépend directement de l'étalonnage des détecteurs utilisés, qui ne reproduit en général qu'approximativement les conditions de mesure réelles. Les activités mesurées par ces deux méthodes peuvent être interprétées à l'aide des modèles biocinétiques de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR), qui décrivent le comportement des radionucléides incorporés, et de modèles dosimétriques afin d'estimer la dose résultant de la contamination.

Le Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne (LEDI) accomplit des activités d'expertise et de recherche sur la mesure *in vivo* et le calcul de la dose interne afin d'optimiser l'estimation des contaminations internes. Le LEDI travaille avec les acteurs français de l'industrie du nucléaire, comme AREVA Nuclear Cycle (NC) qui est impliqué dans l'ensemble des activités du cycle du combustible. La surveillance de l'exposition des travailleurs de cette division du groupe AREVA est réalisée dans des laboratoires de mesure dédiés. Aussi, le travail de thèse a été réalisé en collaboration avec le Secteur Analyses Médicales de l'usine AREVA NC de retraitement du combustible nucléaire de La Hague.

Une partie des travaux de recherche du LEDI visent à améliorer la procédure d'étalonnage de la mesure *in vivo*. Celle-ci repose sur des mesures de référence de mannequins anthropomorphes appelés fantômes physiques et renfermant des sources d'activité connues pour déterminer un coefficient d'étalonnage en efficacité, rapport entre le taux de comptage des détecteurs et l'activité à mesurer. Malgré des améliorations dans la conception des fantômes physiques, ils correspondent toujours à une représentation approximative de l'anatomie du corps humain et la nature et la distribution d'activité des sources y sont simples et fixes. Ce défaut de réalisme est un problème crucial pour l'obtention de coefficients d'étalonnage fiables et adaptés à la situation réelle et entraîne des incertitudes systématiques significatives sur l'estimation de la rétention d'activité à partir de la mesure *in vivo*. Ces dernières années, grâce aux progrès réalisés en imagerie médicale et à l'évolution des performances des ordinateurs, des modèles plus réalistes des personnes ont pu être créés : les fantômes numériques voxélisés. Ils sont constitués par la juxtaposition des coupes tomographiques, le pixel de l'image 2D devenant un voxel par extension à la troisième dimension. Pour améliorer l'étalonnage, la mesure *in vivo* peut être simulée sur un fantôme voxélisé à l'aide d'un code de transport des particules dans la matière basé sur la méthode Monte Carlo. Les points limitants de cette simulation sont la création et la manipulation du fantôme voxélisé, ainsi que l'écriture des données d'entrée dans un format spécifique au code de calcul Monte Carlo. Pour y répondre, le LEDI a créé le logiciel OEDIPE, acronyme d'Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée. Il permet de créer un fantôme numérique voxélisé à partir d'une série d'images scanner ou IRM, de modéliser une source d'activité interne, de placer des modèles de détecteurs et de créer le fichier d'entrée au code de calcul Monte Carlo MCNP puis MCNPX pour simuler la mesure *in vivo* ou calculer une dose.

Ainsi, l'étalonnage numérique avec la première version d'OEDIPE utilise un modèle de la personne mesurée plus réaliste de l'anatomie que les fantômes physiques anthropomorphes. Mais une autre difficulté persiste au niveau de la représentation réaliste de la géométrie de la source. La biocinétique des radionucléides entraîne une distribution dynamique et souvent hétérogène de la contamination dans le corps, qui est impossible à représenter avec les fantômes physiques. La biocinétique des radionucléides n'est donc actuellement pas prise en compte en mesure *in vivo* alors que le coefficient d'étalonnage en efficacité dépend de la distribution de la source d'activité. Il en résulte des écarts entre la rétention d'activité réelle et son estimation. Si la première version d'OEDIPE permet déjà de modéliser correctement une géométrie de source comprenant un seul radionucléide localisé dans un organe particulier ou distribué de façon homogène dans le corps entier du fantôme voxélisé, elle reste cependant inadaptée à la modélisation d'une contamination formée d'un mélange de radionucléides distribués dans plusieurs organes et laisse ouverte la question de l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*. Pour essayer d'y répondre, les objectifs de la thèse sont de modéliser la source de façon plus réaliste, à partir des modèles biocinétiques de référence définies par la CIPR, de développer une méthode pour quantifier la sensibilité des coefficients d'étalonnage aux paramètres biocinétiques, puis de l'appliquer à des cas réalistes de contamination.

Après la présentation de la méthodologie actuelle de surveillance de la contamination interne et des difficultés rencontrées en anthroporadiamétrie, le premier chapitre expose les solutions apportées par la méthode Monte Carlo et identifie ses limites actuelles. A partir de cette constatation, le chapitre 2 présente les nouveaux outils numériques développés dans OEDIPE afin de prendre en compte systématiquement la biocinétique dans la modélisation de la mesure *in vivo*. Dans le chapitre 3, les méthodes d'étude de l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo* sont élaborées et mises en oeuvre avec l'installation de mesure du LEDI pour valider l'ensemble de la procédure. Elle est ensuite appliquée à la problématique rencontrée au Secteur Analyses Médicales de AREVA NC La Hague à travers un cas réel de contamination dans le chapitre 4. Enfin, une synthèse générale des résultats est présentée dans le chapitre 5, permettant de proposer de nouvelles voies de recherche basées sur la prise en compte systématique des modèles biocinétiques dès l'étalonnage des systèmes de mesure et une meilleure personnalisation des fantômes numériques.

CHAPITRE 1 Problématique de l'anthroporadiamétrie

1.1 Etat de l'art de la dosimétrie interne et de l'anthroporadiamétrie

1.1.1 Contamination interne dans l'industrie du nucléaire

1.1.1.1 Radionucléides produits au sein d'un réacteur nucléaire

La production de l'énergie électrique dans un réacteur nucléaire repose sur la fission de noyaux d'uranium 235, isotope naturel de l'uranium, suite au bombardement par des neutrons thermiques. La fission d'un noyau d'U-235 libère 200 MeV. Cette réaction est donc source d'une énergie considérable : 1 kg de matière fissile peut fournir une énergie d'environ 24 GWh, soit l'équivalent de la combustion de 2000 tonnes de pétrole [Ecole Joliot Curie, 1996, 2006].

La fission génère en moyenne deux ou trois neutrons rapides et deux fragments. Les neutrons rapides sont ralentis dans le cœur et peuvent entrer à leur tour en collision avec les noyaux voisins, participant à une réaction en chaîne. Il en résulte la formation d'un grand nombre de radionucléides aux caractéristiques chimiques et physiques variées. Ces radionucléides appartiennent à trois catégories suivant leur nature ou leur mode de production : les actinides, les produits d'activation et de fission.

1.1.1.1.1 Formation d'actinides transuraniens

La série des actinides (Figure 1-1) est composée des quinze éléments chimiques dont les numéros atomiques sont compris entre ceux de l'actinium (89) et du lawrencium (103). Seuls les quatre premiers sont présents en quantité notable dans la nature : l'actinium, le thorium, le protactinium et l'uranium.

Les actinides dont les numéros atomiques sont supérieurs à celui de l'uranium (92) sont appelés éléments transuraniens. Ces éléments, tous radioactifs, sont produits en bombardant des atomes lourds par des neutrons ou des particules chargées accélérées.

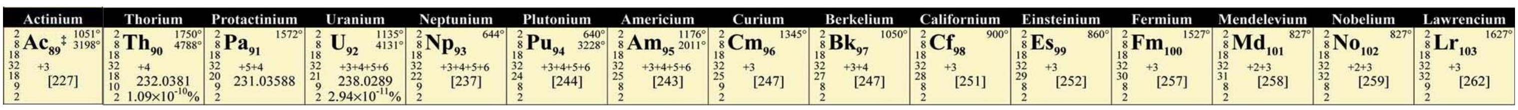


Figure 1-1 : Extrait du tableau périodique des éléments, la série des actinides.

Trois isotopes de l'uranium coexistent à l'état naturel. Le seul noyau fissile, l'uranium 235, n'est présent qu'en faible quantité, représentant 0,72% de la masse d'uranium naturel ; l'uranium 238 est beaucoup plus abondant (99,28%) et l'uranium 234 existe à l'état de traces (0,005%). Après extraction du minerai d'uranium, des procédés d'enrichissement permettent d'augmenter la proportion d'U-235. Une concentration en U-235 de 3% à 5% rend possible le fonctionnement d'un réacteur, le reste du combustible étant essentiellement composé d'U-238.

L'U-238 est non fissile mais il capture les neutrons thermiques. Cette propriété est à l'origine de la formation de noyaux transuraniens isotopes du neptunium, du plutonium, de l'américium et du curium. Par capture d'un neutron, l'U-238 se transforme en U-239 qui, par désintégration bêta moins, forme du neptunium 239. La désintégration bêta moins du Np-239 conduit au plutonium 239, qui est fissile et participe donc à la production d'énergie. Pour cette raison, l'U-238 est dit « fertile » (Formule 1-1).

$$ {}_{0}^{1}n + {}_{92}^{238}U \rightarrow {}_{92}^{239}U \xrightarrow{\text{beta}} {}_{93}^{239}Np \xrightarrow{beta} {}_{94}^{239}Pu $$

Formule 1-1 : Capture neutronique par l'U-238 conduisant à la formation de Pu-239.

Par ailleurs, à partir du Pu-239, des captures neutroniques successives génèrent les isotopes du plutonium de numéros atomiques 240, 241, 242 et 243. La désintégration bêta moins du Pu-241 est relativement rapide avec une période de 14,4 ans et donne naissance à l'américium 241. D'autres captures neutroniques et transformations nucléaires successives conduisent à l'américium 242, 243 et 244 ainsi qu'au curium 242, 243 et 244.

1.1.1.1.2 Formation de produits de fission

Les fragments sont appelés produits de fission (PF). Ils se partagent de façon inégale la masse du noyau d'U-235 : Leur nombre de masse est compris dans l'une des deux plages 80-110 et 125-155 ; avec 90 et 137 comme valeurs les plus probables. Il existe plus de 400 produits de fission différents, tous radioactifs ; par exemple, le strontium 93 et le xénon 140 sont formés par la réaction : ${}_{92}^{235}U + {}_{0}^{1}n \Rightarrow {}_{38}^{93}Sr + {}_{54}^{140}Xe + 3{}_{0}^{1}n$ [Ecole Joliot Curie, 2006].

Chaque fragment formé devient le père d'une chaîne de décroissance par rayonnement bêta. Les descendants radioactifs sont aussi classés comme produits de fission, ont tous le même nombre de masse et se succèdent avec des périodes radioactives globalement croissantes jusqu'à l'obtention d'un élément stable.

$$^{90}_{35}Br \xrightarrow{1,9s} {}^{90}_{36}Kr \xrightarrow{32s} {}^{90}_{37}Rb \xrightarrow{153s} {}^{90}_{38}Sr \xrightarrow{29ans} {}^{90}_{39}Y \xrightarrow{64h} {}^{90}_{40}Zr$$

Formule 1-2 : Chaîne de décroissance bêta moins à partir du brome 90 jusqu'au zirconium 90 stable. Les périodes radioactives sont précisées au dessus des flèches [Métivier, 1997].

Après trois ans en réacteur, le combustible contient 3% de produits de fission qui sont classés selon leur période radioactive :

- les produits de fission à vie courte, de période inférieure ou égale à 30 ans, comme l'iode 131 ($T_{1/2}$=8 jours), le césium 137 ($T_{1/2}$=30 ans) ou le strontium 90 ($T_{1/2}$=28 ans),

- les produits de fission à vie longue, de période supérieure à 30 ans, comme l'iode 129 ($T_{1/2}$=1,57 10^7 ans).

1.1.1.1.3 Formation de produits d'activation

Enfin, des noyaux stables présents dans les gaines, les structures et les composants du réacteur peuvent être activés par capture des neutrons rapides. Il en résulte la formation de produits d'activation, radioactifs. Par exemple, les cobalts 58 et 60 sont issus de l'activation du fer et du nickel. Le césium 134 se forme par activation du Cs-133 présent sous la forme de cation Cs^+ dans l'eau du circuit primaire.

1.1.1.1.4 Retraitement du combustible usé

Au fur et à mesure des réactions, la teneur du combustible en U-235 diminue ; ce qui altère le rendement de production d'énergie. Au bout de trois ans d'utilisation, il n'en reste qu'1% en proportion massique. Le combustible est alors dit « usé ». En France, 1/3 du combustible de chaque réacteur est renouvelé tous les trois ans et retraité par l'usine AREVA NC de La Hague. La composition isotopique du combustible à la sortie du réacteur dépend de nombreux paramètres liés à son histoire, dont sa nature initiale, le type de réacteur, la durée d'irradiation ; et est donc difficile à connaître avec précision. Des exemples de composition isotopique de différents combustibles sont présentés dans le Tableau 1-1.

Le combustible usé est composé en proportion massique d'environ [Société Française de Physique, 1997] :

- 97% de matière recyclable dont 96% d'uranium (1% d'U-235) et 1% de plutonium,
- 3% de produits de fission,
- moins de 0,1% de transuraniens autres que le plutonium.

Lors du retraitement, le plutonium formé, dont près de 70% est fissile, est séparé chimiquement des produits de fission et d'activation, ainsi que de l'uranium restant dans le combustible irradié. Cette récupération du plutonium permet soit un stockage définitif, soit un recyclage afin de produire de nouveaux assemblages combustibles, notamment le Mixed Oxide Fuel (MOX).

Le MOX est habituellement composé d'un mélange d'oxydes d'uranium appauvri (93 à 95% en masse) et de plutonium retraité (5 à 7% en masse) (Tableau 1-1). Il est à noter que, quel que soit le procédé industriel de fabrication, "CObroyage CAdarache" (COCA) ou "Micro Ionisation MASter blend" (MIMAS), les poudres de MOX sont toujours hétérogènes [Massiot *et al.*, 1998].

Les produits de fission, d'activation et les transuraniens autres que le plutonium (neptunium, américium et curium) sont considérés comme des déchets ultimes ; ils sont vitrifiés pour être stockés en profondeur.

Isotope	**Période (années)**	**Activité massique ($Bq.g^{-1}$)**	**Pourcentage en masse (%)**		
			REP	**Après retraitement**	**MOX**
Pu-238	87,7	$6,335.10^{11}$	2,23 (±0,69)	0,30	1,2
Pu-239	$2,41.10^{4}$	$2,296.10^{9}$	54,1 (±3,1)	78,7	61,1
Pu-240	$6,56.10^{3}$	$8,399.10^{9}$	23,2 (±0,67)	14,6	23,5
Pu-241	14,4	$3,810.10^{12}$	13,0 (±1,4)	5,55	8,8
Pu-242	$3,75.10^{5}$	$1,457.10^{8}$	5,94 (±1,3)	0,86	4,2
Am-241	432	$1,269.10^{11}$	1,62 (±1,2)	0	1,2

Tableau 1-1 : Radioactivité et composition en plutonium et américium du combustible à la sortie d'un Réacteur à Eau Pressurisée (REP), d'une usine de retraitement, et d'un combustible MOX [ICRP-38, 1983 ; Morel *et al.*, 1986 ; Carlson *et al.*, 1997 ; Doerfel *et al.*, 2005].

1.1.1.2 Contamination interne au poste de travail : modes d'incorporation des radionucléides

La présence d'actinides, produits de fission ou d'activation peut conduire à un risque d'irradiation externe ou de contamination interne aux postes de travail du cycle du combustible. La thèse s'inscrit dans l'amélioration de la surveillance de l'exposition des travailleurs à la contamination interne par incorporation de radionucléides dans l'organisme par inhalation, ingestion ou blessure.

1.1.1.2.1 Inhalation

La fabrication du combustible implique la manipulation de poudres d'oxyde ainsi que de solutions de nitrate et de fluorure d'uranium ou de transuraniens. A partir de ces poudres ou solutions, de fines particules peuvent être mises en suspension dans l'air, formant un aérosol. L'inhalation d'aérosols est considérée comme la voie la plus vraisemblable d'incorporation des actinides dans les ateliers de fabrication du combustible [Bhattacharyya *et al.*, 1995]. Bien que le plutonium soit toujours manipulé en enceinte étanche (boîte à gants), une rupture de confinement est possible, qui conduirait le travailleur à inhaler de l'air contaminé. Néanmoins, les activités pouvant être inhalées restent faibles grâce aux systèmes de protection mis en place : dépression des enceintes étanches, détection des particules radioactives dans l'air, masques [Métivier, 1997].

Pour le public, l'inhalation de composés radioactifs peut se produire suite à la dispersion de radionucléides dans l'atmosphère.

1.1.1.2.2 Ingestion

Pour le public, l'ingestion d'aliments ou de boissons contenant des radionucléides est la principale voie de contamination interne. Pour les travailleurs, l'incorporation par le tractus digestif a lieu suite à l'épuration de particules inhalées.

1.1.1.2.3 Blessure

Une blessure peut se produire, par exemples :

- lors d'une explosion d'enceinte de confinement, lors d'une mauvaise manipulation d'objets coupants sous boîte à gants [Bhattacharyya et al., 1995], provoquant l'incorporation d'actinides tels que l'uranium, le plutonium ou l'américium,
- lors d'interventions à proximité des circuits des réacteurs, provoquant l'incorporation de produits d'activation ou de fission tels que le cobalt, le chrome ou le ruthénium.

La plupart des blessures concernent les mains. La peau lésée ne joue plus son rôle de barrière naturelle limitant la pénétration transcutanée des radionucléides dans l'organisme. Plus rare que l'inhalation, ce type de contamination peut néanmoins conduire à une incorporation beaucoup plus significative [Métivier, 1997].

1.1.2 Biocinétique des radionucléides

1.1.2.1 Transfert de radionucléides dans la circulation systémique

Après l'incorporation par inhalation, ingestion ou blessure, une partie de l'activité est confinée au niveau des tissus de la voie d'entrée ou directement éliminée de l'organisme, pendant qu'une autre partie est transférée vers le sang par dissolution et absorption du radionucléide. La circulation sanguine distribue ensuite le radionucléide entre les différents tissus du corps humain. Le radionucléide peut se déposer et être retenu à plus ou moins long terme dans un ou plusieurs organes cibles, par mimétisme avec le métabolisme de composés physiologiques de propriétés chimiques voisines. Par exemple, l'américium 241 est retenu préférentiellement au niveau du foie et du squelette alors que le césium 137 se distribue de façon relativement homogène dans l'organisme. Le radionucléide est progressivement éliminé de l'organisme par désintégration, par excrétion urinaire et fécale.

La connaissance sur l'incorporation des radionucléides a fait l'objet de synthèses par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) qui a défini un modèle pour chaque voie d'entrée. Après son transfert dans le sang, le tropisme du radionucléide et sa vitesse d'élimination dépendent de l'élément considéré, de sa période radioactive et de sa spéciation chimique. Pour en rendre compte, la CIPR a défini un modèle biocinétique systémique par élément ou groupe d'éléments de propriétés chimiques voisines.

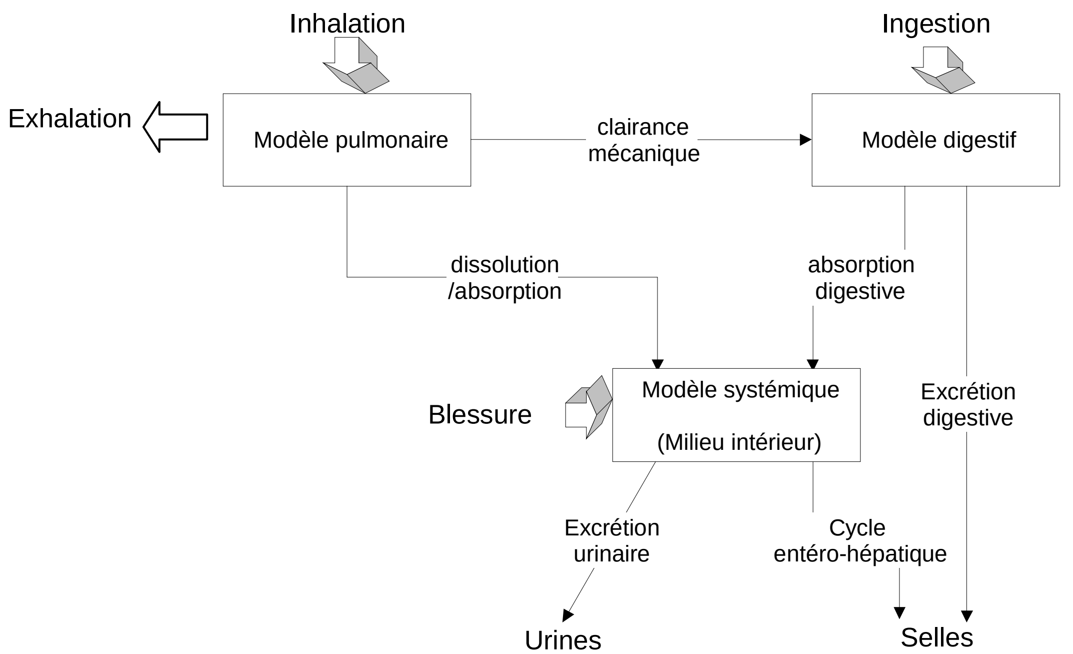


Figure 1-2 : Schéma général des différents modèles de la CIPR.

La Figure 1-2 présente les différents modes d'incorporation possibles, les modèles de transfert correspondants et leurs connections.

1.1.2.2 Modèles biocinétiques compartimentaux

La biocinétique des radionucléides est décrite par des modèles compartimentaux avec une cinétique de transfert du premier ordre à coefficient constant entre les compartiments. Un compartiment peut correspondre à un tissu, un organe, plusieurs organes, un état métabolique du radionucléide ou une fraction de l'activité dans un organe. Une constante de transfert fixe implique un débit proportionnel à l'activité dans le compartiment de départ. Ces modèles sont linéaires ; ainsi 10 Bq se comportent comme 10 fois 1 Bq.

Les coefficients de transferts sont estimés à partir de données radiotoxicologiques obtenues par expérimentation animale ou suite à des mesures réalisées chez l'homme.

Mathématiquement, l'ensemble des modèles compartimentaux de la CIPR correspond à un système linéaire d'équations différentielles du premier ordre à coefficients constants dont la solution permet de prévoir l'excrétion d'activité et sa rétention dans les organes d'un individu de référence [ICRP-89, 2002] en fonction du temps écoulé depuis une incorporation unitaire. Ce système d'équations différentielles se résout à l'aide d'un code de calcul.

1.1.2.3 Modèle respiratoire

Le modèle respiratoire humain est décrit par la publication 66 de la CIPR [ICRP-66, 1994].

1.1.2.3.1 Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire est divisé en plusieurs régions anatomiques par le modèle de la CIPR :

- la région extrathoracique, divisée en deux sous-parties :
    - le nez antérieur (ET1),
    - le nez postérieur, le larynx, le pharynx et la bouche (ET2).

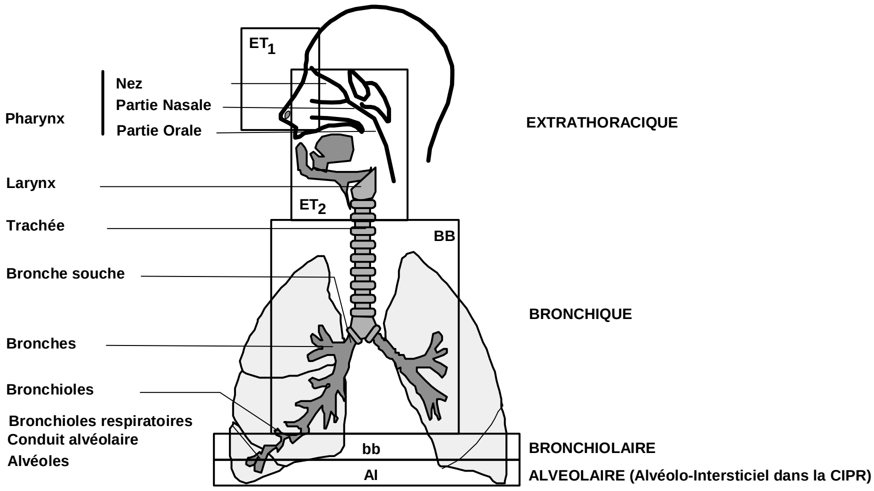


Figure 1-3 : Représentation schématique de l'appareil respiratoire [ICRP-66, 1994].

- la région thoracique, divisée en trois sous-parties :
  - la région bronchique (BB), composée de la trachée et des bronches,
  - la région bronchiolaire (bb), composée des bronchioles (bronches dont le diamètre est voisin de 1 mm),
  - la région alvéolaire-interstitielle (AI), composée des alvéoles et de l'interstitium pulmonaire, où se produisent les échanges gazeux.

En parallèle, le système lymphatique est représenté par des compartiments associés aux deux grandes régions du modèle : les nœuds lymphatiques extrathoraciques (LN_{ET})et thoraciques (LN_{TH}).

1.1.2.3.2 Dépôt

Après inhalation d'un aérosol radioactif, une fraction de l'activité est directement exhalée ; le reste se dépose dans les voies respiratoires par impaction, diffusion ou sédimentation. Le modèle de dépôt décrit les voies aériennes comme une série de filtres où se déposent les particules durant l'inhalation et l'exhalation. La proportion du dépôt des particules et sa répartition sont affectées par les caractéristiques de l'aérosol, sa concentration dans l'air, la physiologie et le mode respiratoire de l'individu.

La propension d'une particule micrométrique à se déposer dans les voies respiratoires est notamment liée son diamètre aérodynamique. Celui-ci correspond au diamètre d'une sphère de densité 1 qui aurait la même vitesse de chute dans l'air que la particule considérée. Dans les ateliers de fabrication du combustible, le diamètre aérodynamique des particules composant un

aérosol n'est en général pas unique mais suit une distribution, le plus souvent log-normale comme présenté Figure 1-4, et qui peut être déterminée empiriquement à l'aide d'impacteurs en cascade.

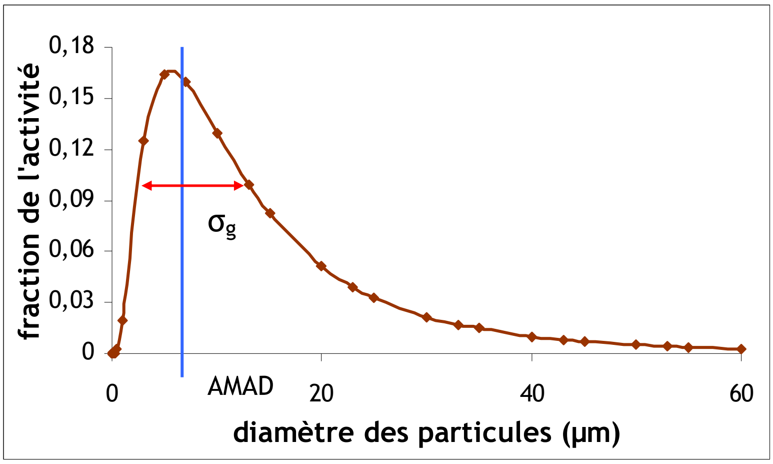


Figure 1-4 : Exemple de distribution de diamètres aérodynamiques des particules d'oxyde d'uranium U_3O_8 dans l'usine FBFC de Pierrelatte (AREVA NC). L'AMAD est la médiane de la distribution et σ_g son écart-type géométrique [Davesne, 2006].

En pratique, l'écart-type géométrique et la médiane de la distribution de l'activité avec le diamètre aérodynamique des particules sont utilisés pour caractériser un aérosol. Cette médiane est appelée Diamètre Aérodynamique Médian en Activité (DAMA, AMAD en anglais) et influence fortement la répartition du dépôt dans les régions de l'appareil respiratoire (Tableau 1-2). En effet, les particules de diamètre élevé sont déposées préférentiellement dans les voies aériennes supérieures. En revanche, la fraction déposée dans le poumon profond est plus importante pour les particules fines (0,01 µm < DAMA < 1 µm). La valeur de référence du DAMA est fixée à 5 µm pour les travailleurs et à 1 µm pour le public ; celle de l'écart-type est de 2,5 [ICRP-66, 1994].

Région	**% de l'activité inhalée**	
	DAMA = 1 µm	**DAMA = 5 µm**
ET	40	74
BB+bb	3	3
AI	9	5
Dépôt total	52	82
Expiration	48	18

Tableau 1-2 : Répartition du dépôt des aérosols dans les différents compartiments respiratoires pour deux valeurs de référence du DAMA, chez un homme respirant par le nez [ICRP-66, 1994].

Pour des particules ultra-fines, de diamètre inférieur à 0,1 µm, le dépôt dépend plutôt de leurs propriétés de diffusion brownienne quantifiées par le diamètre thermodynamique. Celui-ci correspond au diamètre d'une sphère qui aurait le même coefficient de diffusion dans l'air que la

particule considérée. Dans un aérosol, il suit également une distribution log-normale caractérisée par sa médiane, le diamètre thermodynamique médian en activité, DAMT (AMTD en anglais), et par son écart-type géométrique.

1.1.2.3.3 Epuration

L'activité déposée dans ET1 est rapidement éliminée par mouchage. Dans les autres compartiments, l'épuration de l'appareil respiratoire se fait par des mécanismes de transport et d'absorption.

1.1.2.3.3.1 <u>Transport des particules</u>

1.1.2.3.3.1.1 Transport des particules par remontée mucociliaire

L'épuration par transport mucociliaire est un des mécanismes non-spécifiques de défense de l'organisme maintenant les poumons en état de propreté et de stérilité. Elle résulte de l'action combinée du mucus et des cellules ciliées, qui tapissent le tractus respiratoire de la trachée jusqu'aux bronchioles terminales. Les propriétés viscoélastiques du mucus assurent le piégeage des particules et la cohésion de l'ensemble, qui est propulsé par le battement des cellules ciliées en direction de l'épiglotte. L'activité épurée par remontée mucociliaire est avalée dans l'œsophage et rejoint le tractus digestif.

1.1.2.3.3.1.2 Transport des particules par draînage lymphatique

Les particules déposées dans la région alvéolo-interstitielle ou retenues par les tissus peuvent être assimilées par des macrophages, cellules qui ont pour fonction d'épurer le poumon des particules exogènes. Elles sont transportées soit via les vaisseaux lymphatiques vers les noeuds lymphatiques proximaux, soit par la remontée mucociliaire vers le tractus digestif.

1.1.2.3.3.1.3 Vitesse des mécanismes de transport des particules

La vitesse de transport est supposée identique pour toutes les particules du fait de la non-spécificité des mécanismes et dépend essentiellement du site de dépôt dans le tractus respiratoire.

Au niveau des voies supérieures du système respiratoire (ET2, BB) l'épuration est réalisée assez rapidement par remontée mucocilliaire. Ce mécanisme est plus lent dans les voies aériennes plus petites et périphériques, dotées de cellules ciliées de moindre taille (bb). Ainsi, l'épuration

mucociliaire de tout l'arbre bronchique nécessite environ 24 heures [Clarke et Pavia, 1984]. Dans les voies aériennes non ciliées et les alvéoles (AI), l'épuration résulte essentiellement du transport par les macrophages. Elle est plus lente que le mécanisme mucociliaire du fait de l'assimilation préalable des particules par les macrophages. Les particules transportées par les macrophages atteignent les nœuds lymphatiques thoraciques en 1 à 14 jours [Clarke et Pavia, 1984]. Ainsi plus le dépôt est profond, plus l'épuration par les mécanismes de transport est lente.

Le transport des particules est représenté par le modèle compartimental de la Figure 1-5. Les bronches, bronchioles et alvéoles sont divisées en sous-compartiments BB1, BB2, BBseq, bb1, bb2, bbseq et AI1, AI2, AI3 pour représenter les différentes vitesses de transfert.

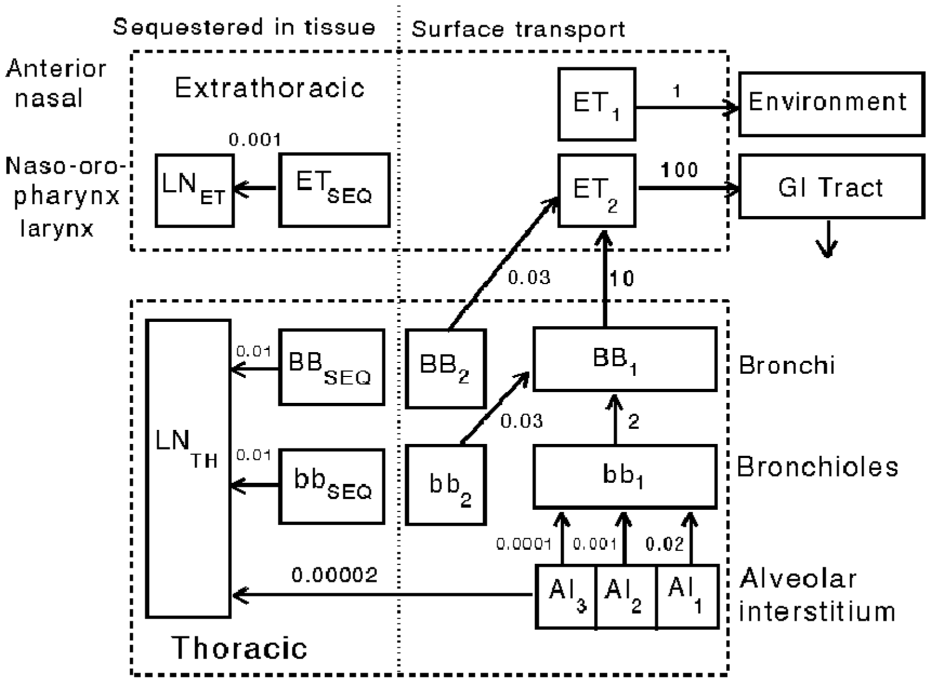


Figure 1-5 : Modélisation du transport des particules par épuration mucociliaire et drainage lymphatique. Les constantes de transfert entre compartiments sont indiquées à côté des flèches [ICRP-66, 1994].

1.1.2.3.3.2 Absorption des particules dans le sang

En parallèle du transport des particules, l'absorption vers le sang participe à l'épuration. Deux étapes conduisent à l'absorption sanguine des particules :

- la dissolution, qui correspond à la dissociation des particules en une forme pouvant être absorbée par le sang,

- l'assimilation, c'est-à-dire l'absorption effective dans le sang des composés dissous ou déposés sous une forme soluble.

La vitesse d'absorption des particules dans le sang varie selon la solubilité du composé inhalé, laquelle dépend de à sa forme physico-chimique. L'absorption est très rapide pour une substance facilement soluble mais très lente pour des composés insolubles. Elle est supposée se produire à la même vitesse dans toutes les régions anatomiques, y compris dans les nœuds lymphatiques et excepté ET1.

Une phase d'absorption rapide dans le sang est observée immédiatement après l'inhalation. Ensuite, le reste de l'activité retenue dans les voies respiratoires est absorbée plus lentement. Pour en rendre compte, deux modèles équivalents ont été développés. Le premier sépare l'activité déposée en une fraction f_r à dissolution rapide de constante s_r et une fraction $1-f_r$ à dissolution lente de constante s_s (Figure 1-6).

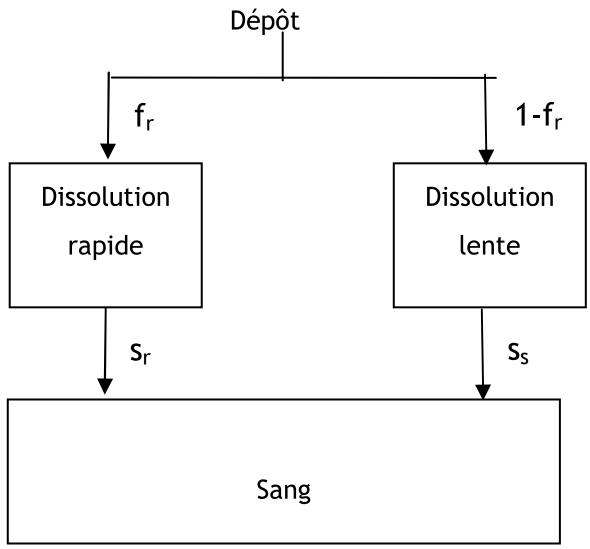


Figure 1-6 : Modèle d'absorption sanguine de l'activité retenue dans les voies respiratoires [ICRP-66, 1994].

type d'absorption	F (fast)	M (moderate)	S (slow)
f_r	1	0,1	0,001
s_r (j^{-1})	100	100	100
s_s (j^{-1})	-	0,005	0,0001

Tableau 1-3 : Valeurs des paramètres d'absorption pour les trois types de référence [ICRP-66, 1994].

Ces constantes d'absorption dépendent des propriétés physico-chimiques des particules, lesquelles sont rarement connues de manière précise. A défaut d'information spécifique, la CIPR classe les composés suivant trois types d'absorption de référence: rapide (F), modérée (M) et lente (S). Ces types de référence correspondent à des valeurs par défaut des paramètres f_r, s_r et s_s.

1.1.2.4 Modèle digestif

Des composés radioactifs peuvent atteindre le tractus gastro-intestinal :

- soit par ingestion directe. L'ingestion de radionucléides présents dans l'alimentation est la voie de contamination, principale pour le public.
- soit indirectement par transfert depuis le tractus respiratoire vers l'oesophage ou par excrétion fécale systémique, notamment via la bile.

Le modèle gastro-intestinal a été défini dans la publication 30 de la CIPR [ICRP-30, 1979a] puis remplacé par le modèle alimentaire de la publication 100 [ICRP-100, 2006]. Le logiciel de calcul biocinétique utilisé dans la thèse utilise le premier modèle.

1.1.2.4.1 Modèle gastro-intestinal

Le modèle gastro-intestinal est composé de quatre compartiments successifs :

- l'estomac, ST pour Stomach en anglais,
- l'intestin grêle, SI pour Small Intestine en anglais,
- la partie haute du côlon, ULI pour Upper Large Intestine,
- la partie basse du côlon, LLI pour Lower Large Intestine.

Le transfert du radionucléide d'un compartiment au suivant se fait avec des constante λ_{ST}, λ_{SI}, λ_{ULI} et λ_{LLI}.

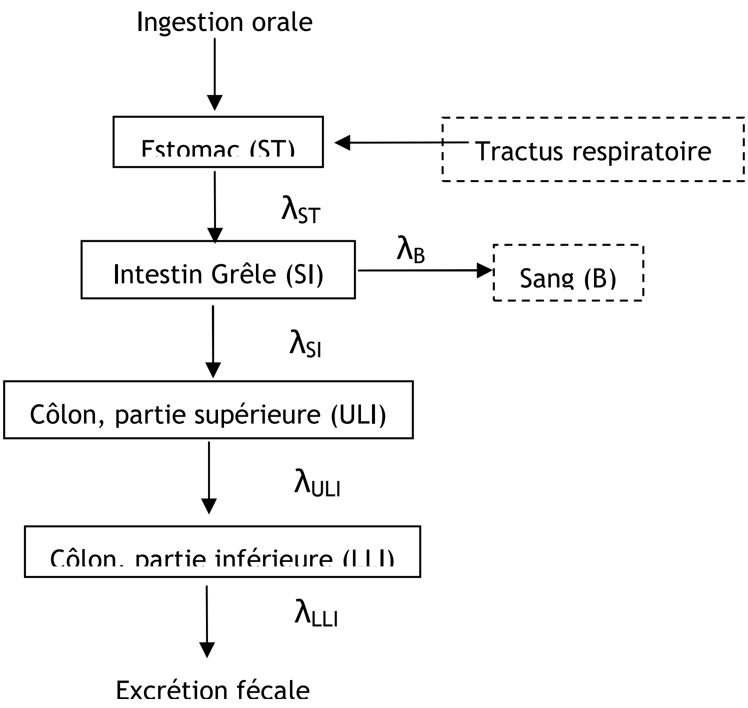


Figure 1-7 : Structure du modèle gastro-intestinal [ICRP, 1979].

Comme les nutriments, les radionucléides ingérés sont en partie absorbés dans le sang au niveau des parois du tube digestif. Dans ce modèle, l'intestin grêle est supposé être le seul site d'absorption vers le sang, caractérisée par le coefficient λ_B. La fraction absorbée de l'activité ingérée est notée f_1 ; le reste (1- f_1) est éliminé par excrétion fécale.

La vitesse d'absorption vers le sang λ_B, la fraction absorbée f_1 et le coefficient de transfert de l'intestin grêle vers le côlon λ_{SI} sont liés par la relation :

Formule 1-3 : $\lambda_B = \frac{f_1 \lambda_{SI}}{1 - f_1}$

L'absorption vers le sang dépend de la forme physico-chimique du composé radioactif. A défaut d'information spécifique, la CIPR propose des valeurs de référence de f_1 par élément et forme chimique.

1.1.2.4.2 Modèle alimentaire

Le modèle alimentaire [ICRP-100, 2006] remplace le modèle gastro-intestinal. Il modélise le tractus gastro-intestinal de façon plus réaliste et plus précise avec notamment :

- l'absorption sanguine depuis les différents compartiments du tractus, de l'estomac au côlon,

- la rétention possible d'activité dans la bouche et dans les parois du tube digestif.

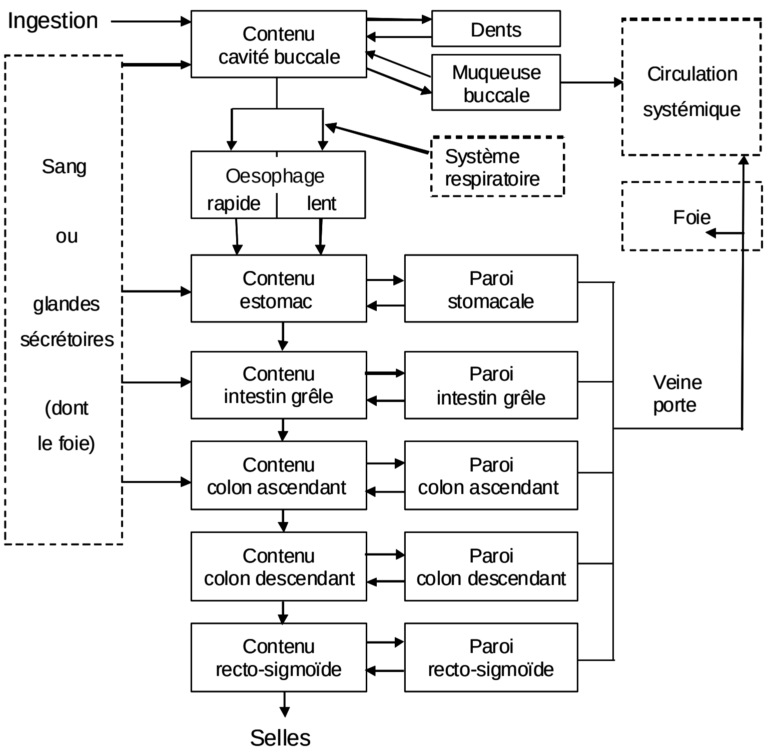


Figure 1-8 : Structure du modèle alimentaire [ICRP-100, 2006].

Les coefficients de transfert ont été estimés selon l'âge et le genre de la personne. La fraction d'activité ingérée absorbée dans le sang est notée f_A ; elle correspond à la somme des fractions absorbées depuis chaque compartiment et est fonction de la solubilité du composé ingéré.

1.1.2.5 Modèles biocinétiques systémiques

Les modèles systémiques décrivent la cinétique des radionucléides après leur passage dans le sang, qui est le compartiment de transfert entre les différents tissus, jusqu'à leur épuration par excrétion urinaire, fécale, ou décroissance radioactive. Ils sont indépendants du mode d'incorporation mais sont spécifiques à l'élément incorporé. Les modèles définis par la CIPR pour les radionucléides étudiés dans la thèse sont détaillés ci-dessous.

1.1.2.5.1 Modèle biocinétique de l'américium

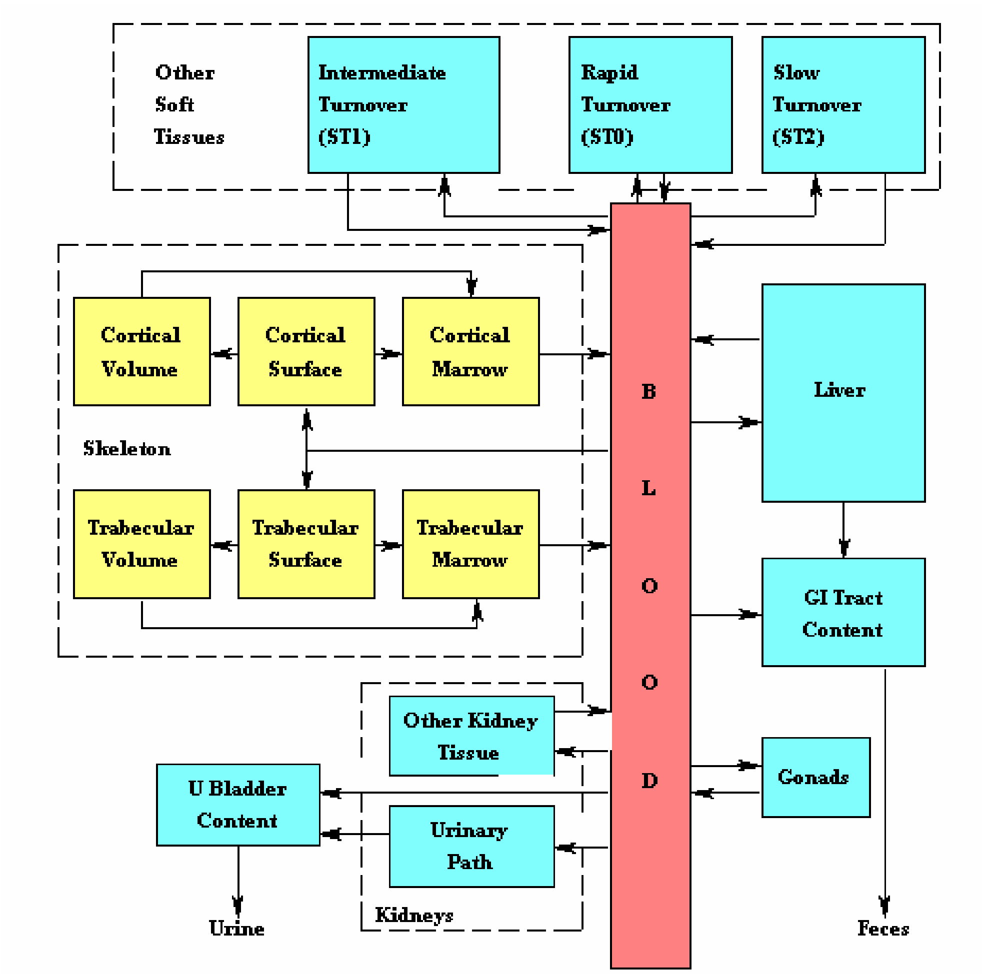


Figure 1-9 : Structure du modèle biocinétique de l'américium [ICRP-67, 1993].

Ce modèle (Figure 1-9) comporte deux tissus cibles majeurs : le foie et le squelette, dans lesquels la rétention d'activité se concentre à moyen et long terme quel que soit le mode d'incorporation. L'activité déposée est retenue en moyenne un an dans le foie et plusieurs années dans le squelette. Les reins sont divisés en deux compartiments correspondant à la voie de filtration urinaire et au reste du tissu rénal. Les gonades sont considérées spécifiquement pour permettre la prise en compte du risque d'éventuels effets génétiques héréditaires. Le reste des tissus est regroupé dans trois compartiments ST0, ST1 et ST2 représentant des cinétiques de rétention rapide, intermédiaire et tenace.

1.1.2.5.2 Modèle biocinétique du cobalt

Le modèle biocinétique du cobalt est décrit dans la publication 67 de la CIPR [ICRP-67, 1993] et la Figure 1-10.

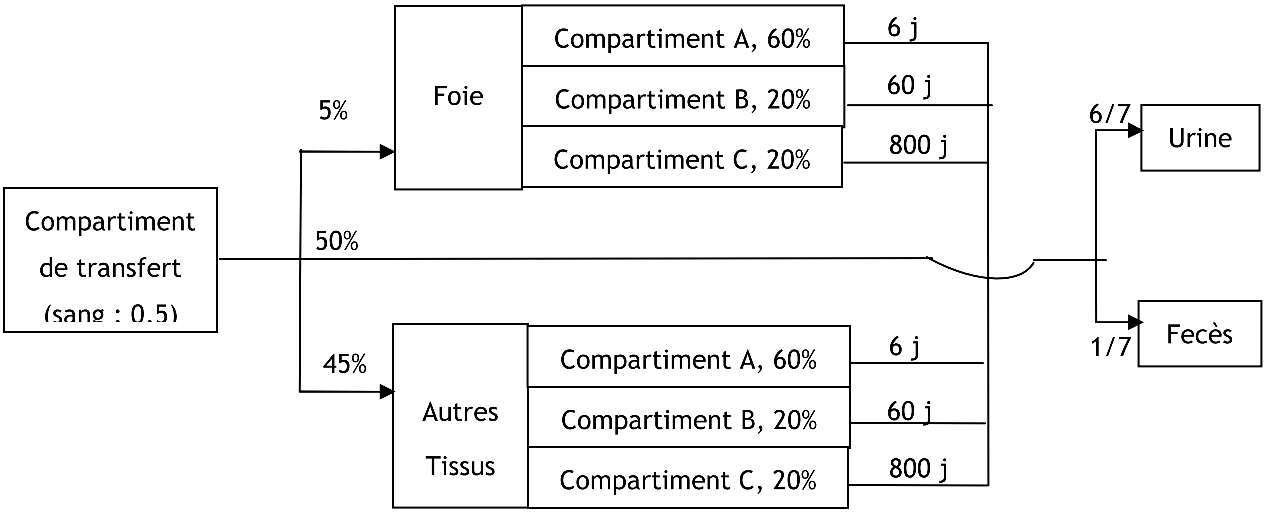


Figure 1-10 : Modèle biocinétique du cobalt [ICRP-67, 1993].

Après le transfert du cobalt dans le compartiment sanguin, 50% de l'activité sont directement excrétés, 5% sont retenus dans le foie et les 45% restant se distribuent dans les autres tissus. Le rapport entre l'excrétion urinaire et fécale est de 6 pour 1. Dans l'ensemble des tissus, le radionucléide est réparti dans trois compartiments A, B et C dans les proportions 60%, 20% et 20% respectivement correspondant à des demi-vies d'élimination de 6, 60 et 800 jours respectivement.

1.1.3 Calcul de la dose interne

1.1.3.1 Radiotoxicité

La rétention de radionucléides dans l'organisme entraîne une irradiation des tissus quantifiée par la dose absorbée, exprimée en Gray (Gy), qui représente la quantité d'énergie E déposée par les rayonnements divisée par la masse m de tissu irradié.

Des études épidémiologiques, notamment des survivants des bombardements d'Hiroshima et de Nagasaki, ont permis de corréler la dose absorbée à un risque pour les tissus [ICRP-103, 2007]. Les rayonnements peuvent induirent deux types d'effets selon le niveau de dose : les effets déterministes, tels que la nécrose radio-induite, apparaissent à forte dose à partir d'un seuil et rapidement après l'irradiation, leur gravité est proportionnelle à la dose ; les effets stochastiques, qui sont des cancers voire des maladies génétiques héréditaires, apparaissent à plus faible dose et au bout de plusieurs années après l'irradiation, leur probabilité d'apparition est proportionnelle à la dose. En cas de contamination interne, les doses impliquées sont faibles le plus souvent ; ainsi le risque est essentiellement de nature stochastique.

La radiotoxicité des radionucléides de cycle du combustible dépend de leur période de décroissance, de la nature des rayonnements émises et du comportement de l'élément correspondant dans l'organisme. Les actinides sont particulièrement toxiques en cas d'incorporation en raison du transfert d'énergie linéique élevé des particules α qu'ils émettent et de leurs longues périodes physiques et biologiques. Cette forte radiotoxicité est donc commune aux isotopes de l'uranium, du plutonium et de l'américium. En plus de sa toxicité radiologique, l'uranium naturel, en tant que métal lourd, est un toxique chimique connu pour ses effets sur le rein à forte concentration. En revanche, les périodes radioactives plus courtes du plutonium et de l'américium rendent leur éventuelle toxicité chimique négligeable par rapport à leur radiotoxicité.

La radioprotection des travailleurs vise à prévenir et contrôler leurs expositions interne et externe aux rayonnements ionisants. Pour la mettre en œuvre, des grandeurs spécifiques ont été définies à partir de la grandeur physique qu'est la dose absorbée, et sont utlisées dans la réglementation française.

1.1.3.2 Formalisme de la dosimétrie interne

1.1.3.2.1 Grandeurs dosimétriques

Les grandeurs dosimétriques sont communes aux expositions interne et externe [ICRP-103, 2007 ; JO, 2003] :

- La dose absorbée $D_{T,R}$ est la quantité d'énergie cédée au tissu T par le rayonnement R et s'exprime en Gray (Gy), avec 1 Gy = 1 $J \cdot kg^{-1}$.
- La dose équivalente pour un organe ou un tissu, H_T, prend en compte l'effet biologique relatif des différents types de rayonnement par l'intermédiaire d'un facteur de pondération w_R, dont la valeur est recommandée par la CIPR. Elle se calcule, en Sievert (Sv), par la formule :

Formule 1-4 : $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$

- La dose efficace E est une grandeur de radioprotection se rapportant au risque global pour un individu de référence. Elle est calculée, en Sv, comme étant la somme des doses équivalentes reçues par les tissus les plus radiosensibles, pondérée par un facteur w_T déduit des études épidémiologiques et biologiques :

Formule 1-5 : $E = \sum_T w_T H_T$

Le caractère prolongé de l'irradiation due à une contamination interne a conduit à définir le concept spécifique de dose engagée. Celle-ci est définie comme étant la somme des doses équivalentes ou efficaces reçues pendant 50 ans après l'incorporation de radioactivité par un adulte ou jusqu'à l'âge de 70 ans pour un enfant.

1.1.3.2.2 Modèles dosimétriques

Chaque tissu contaminé constitue une source d'irradiation interne pour l'organisme, Un tissu cible T absorbe alors une fraction $AF(T<-S)_R$ de l'énergie transportée par le rayonnement R émis par le tissu source S. La dose équivalente reçue par T, de masse m_T, suite à une transformation nucléaire dans S est calculée à partir de l'énergie E_R, de l'intensité d'émission Y_R, de la fraction absorbée dans T et du facteur de pondération w_R de chaque rayonnement R émis :

Formule 1-6 : $$SEE(T \leftarrow S) = \sum_R \frac{Y_R \times E_R \times w_R \times AF(T \leftarrow S)_R}{m_T}$$

Cette grandeur est appelée énergie spécifique efficace, ou specific effective energie (SEE).

Le débit de dose équivalente reçue par un tissu T d'une personne de référence est ensuite calculé suivant la formule [ICRP-30, 1979b] :

Formule 1-7 : $$\dot{H}_T = \sum_S q_S \times SEE(T \leftarrow S)$$

où q_S est l'activité dans le tissu contaminé S.

Les fractions absorbées AF sont estimées par simulation en appliquant les équations de transport des rayonnements dans la matière à un fantôme représentant l'individu de référence [Cristy et Eckerman, 1993]. Ce fantôme anthropomorphe est défini de façon mathématique à partir de données morphologiques et de densités moyennes des tissus [ICRP-89, 2002]. Une série de « fantômes ORNL » a été développée pour représenter l'adulte, le nouveau-né, et les enfants de 1, 5, 10 et 15 ans. L'application de codes de calcul de type Monte Carlo permet de simuler les dépôts d'énergie dans la matière et donc d'obtenir les AF pour chaque tissu.

L'intégration sur la période d'engagement puis la sommation pondérée par les facteurs w_T des doses équivalentes engagées reçues par les tissus radiosensibles suite l'incorporation d'1 Bq permet de

calculer un coefficient de dose efficace engagée par unité d'activité incorporée, e (DPUI). La dose engagée E se déduit alors de l'incorporation d'activité I par : E= I*e.

1.1.4 Surveillance des travailleurs

Trois principes de radioprotection encadrent l'utilisation des rayonnements ionisants : sa justification, économique ou médicale, la limitation règlementaire des expositions et l'optimisation par un effort constant en vue de réduire les expositions aussi bas que raisonnablement possible.

Lorsqu'une exposition par contamination interne due à l'activité humaine est suspectée, une surveillance adaptée doit être conduite pour s'assurer du respect de la limite légale de dose efficace de 20 mSv pour les travailleurs exposés [articles R. 231-73 à R. 231-116 du code du travail]. Ces limites s'appliquent au cumul de la dose efficace annuelle reçue par irradiation externe et des doses efficaces engagées consécutivement aux incorporations de l'année. L'ordre de grandeur de l'exposition peut être estimé par la mesure de l'activité d'un prélèvement d'air ambiant ou de la substance contaminée susceptible d'être ingérée mais cette mesure ne permet pas une évaluation dosimétrique précise. Aussi, une surveillance individuelle par anthroporadiamétrie ou analyse radiotoxicologique est préférée lorsqu'une exposition significative en regard de la limite de dose est envisageable. Si une contamination interne est possible pendant une période prolongée, un programme de surveillance de routine est mis en place par la réalisation de mesures d'activité à intervalle régulier. Le choix de la technique de mesure et de l'intervalle de surveillance prend en compte les rayonnements émis par le radionucléide, sa vitesse d'élimination par désintégration et excrétion ainsi que la limite de détection. En cas de contamination avérée, des mesures supplémentaires sont réalisées afin d'ajuster au mieux le modèle biocinétique et d'obtenir une estimation précise de la dose engagée.

1.1.4.1 Analyses radiotoxicologiques *in vitro*

L'analyse radiotoxicologique est la mesure de l'activité excrétée dans les urines ou les selles pendant une période d'échantillonnage, typiquement d'une journée, ou plus rarement de l'activité présente dans un prélèvement sanguin, dans un frottis nasal ou dans une biopsie.

Les radioisotopes émetteurs de photons sont mesurés par spectrométrie γ-X généralement avec des détecteurs GeHP. Les émetteurs β sont détectés à l'aide de compteurs proportionnels à circulation de gaz ou par scintillation liquide. La mesure de l'activité des émetteurs α repose soit sur un comptage de l'activité totale par un compteur proportionnel ou à scintillation, soit sur une spectrométrie α à l'aide de détecteurs semi-conducteurs en silicium précédée d'une purification radiochimique. L'analyse par spectrométrie α permet de déterminer l'isotopie de l'échantillon mais requiert près d'une semaine de minéralisation, de traitement chimique puis de comptage de

l'activité. Enfin, la masse des actinides présents dans un échantillon peut être déterminée par les techniques élémentaires que sont l'analyse de la cinétique de phosphorescence (KPA) et la spectrométrie de masse utilisant un plasma à couplage inductif (ICP-MS). Très rapide [Bouvier-Capely *et al.*, 2004] et sensible, cette dernière technique est particulièrement adaptée à la surveillance des isotopes de l'uranium [Baglan *et al.*, 1999].

Même si la sensibilité de la spectrométrie α est grande et permet d'obtenir de très faibles limites de détection, les protocoles sont complexes et longs à réaliser. Par exemple, une spectrométrie α en couche mince sur un échantillon urinaire nécessite 3 jours de préparation chimique et 3 jours de comptage pour arriver à une limite de détection de l'ordre de 1 $mBq.L^{-1}$ de Pu-238, ce qui est assez long en cas d'incident. De plus, l'estimation de l'incorporation initiale est très dépendante des modèles biocinétiques et sujette à de larges incertitudes liées à la variabilité stochastique de l'excrétion et à la procédure d'échantillonnage. De nouveaux protocoles d'analyse à l'aide de molécules extractantes, les calixarènes, sont en cours de développement pour réduire le temps de préparation chimique [Boulet *et al.*, 2007].

1.1.4.2 Mesure *in vivo*

L'anthroporadiamétrie est la mesure *in vivo* par spectrométrie des rayonnements X ou gamma émis par les radionucléides présents dans l'ensemble du corps humain ou dans un organe en particulier ; les particules alpha et les électrons ont un trop faible parcours dans les tissus - de quelques microns à quelques millimètres, pour être émis de façon significative en dehors de l'organisme. Cette technique permet :

- d'identifier les radionucléides contaminants, caractérisés par l'énergie des pics photoélectriques sur le spectre mesuré,
- de quantifier leur activité retenue à un moment donné dans l'organisme ou dans un organe en particulier grâce à l'intensité des pics et à une courbe d'étalonnage adaptée obtenue avec des mannequins semblables au corps humain, renfermant une source d'activité connue et appelés fantômes physiques anthropomorphes.

Cette méthode est appréciée pour sa rapidité de mise en œuvre (20 à 30 minutes) et car elle permet de mesurer directement la contamination. Cependant, l'étalonnage constitue sa principale limite de par les difficultés à reproduire fidèlement les conditions de mesure réelles.

1.1.4.2.1 Systèmes de détection

Les détecteurs de spectrométrie reposent sur les phénomènes de scintillation ou d'ionisation.

Les détecteurs élaborés à l'aide de cristaux scintillateurs comme l'iodure de sodium dopé au thallium NaI (Tl) sont bien adaptés à la mesure des émetteurs gamma à haute énergie comme le Co-60 (raies gamma 1,17 et 1,33 MeV) ou le Cs-137 (raie gamma 661 keV). Mais leur résolution en énergie est insuffisante pour différencier les nombreuses raies caractéristiques d'un mélange d'actinides, émetteurs de rayonnements X et gamma de basse énergie.

Les actinides sont essentiellement des émetteurs alpha d'énergie moyenne proche de 5 MeV. Les particules alpha possédant un parcours de quelques micromètres dans les tissus, ces radioéléments ne peuvent donc être détectés par mesure externe que via les photons X et gamma associés aux désintégrations alpha (Tableau 1-4). Ces photons étant de basses énergies, des détecteurs ont été élaborés à partir de cristaux semi-conducteurs, tels que le germanium afin d'améliorer la détection des actinides. La technique repose sur le phénomène d'ionisation et permet de séparer les raies X des émetteurs à basse énergie grâce à une résolution en énergie de quelques keV. Les cristaux sont refroidis en permanence par de l'azote liquide, ce qui nécessite un appareillage coûteux et encombrant. De nouveaux détecteurs à base de semi-conducteurs à température ambiante tels que le silicium et le CdTe sont en développement afin de s'affranchir du système de refroidissement [Franck *et al.*, 1997, 2000 ; de Carlan, 1998]. De plus, le silicium permet de discriminer encore mieux les raies de basse énergie du Pu-239 et de l'Am-241 avec une sensibilité trois fois supérieure à celle des cristaux germanium. Des détecteurs équipés de cryostats électriques sont en développement et vont progressivement remplacer l'azote liquide [Canberra, 2007].

Énergie (keV)	Type	Intensité (%)
13,9	X	12,5
17,8	X	18,0
20,8	X	4,7
26,35	γ	2,4
59,54	γ	35,9

Tableau 1-4 : Raies X et γ d'émission de l'Am-241 associées à sa désintégration alpha [Bland *et al.*, 1992].

Afin de diminuer le bruit de fond généré par le rayonnement ambiant, les mesures sont réalisées dans une cellule blindée.

1.1.4.2.2 Géométries de comptage

Selon le mode d'incorporation, la nature du radionucléide et la date de l'incorporation supposés, une géométrie de comptage est privilégiée.

Pour les émetteurs gamma d'énergie élevée (> 200 keV), les photons sont peu atténués par les tissus ce qui permet d'atteindre des limites de détection très basses et d'estimer l'activité dans le corps entier avec une bonne précision. Les détecteurs sont alors placés au contact ou à quelques dizaines de centimètres de la personne, à la hauteur du thorax ou de l'abdomen. Ainsi l'anthroporadiamétrie est classiquement utilisée pour détecter des produits de fission et d'activation tels que les isotopes du césium et du cobalt.

La voie la plus courante de contamination des travailleurs étant l'inhalation, les émetteurs de photons de plus faible énergie comme les actinides sont en général mesurés dans les poumons en plaçant les détecteurs au contact du thorax. Mais en raison du tropisme des isotopes du plutonium et de l'américium pour le tissu osseux, la rétention dans le squelette peut également être estimée par des mesures localisées au dessus du genou ou du crâne en cas de contamination ancienne et importante.

En cas de blessure, la rétention locale est mesurée en plaçant le détecteur au dessus de la plaie contaminée.

1.1.4.2.3 Caractéristiques spectrométriques d'un système de détection

1.1.4.2.3.1 Coefficient d'étalonnage en efficacité, ε

L'efficacité correspond au rapport entre le nombre de photons détectés sur le nombre de photons émis. Elle dépend de l'énergie et de l'abondance des photons émis, de la distribution du radionucléide dans le corps, de la géométrie et du temps de comptage choisis.

L'étalonnage en efficacité consiste à déterminer la relation entre la réponse du système de détection et l'activité à mesurer. L'efficacité du détecteur à mesurer, pendant un temps de comptage Tc, une raie énergétique d'intensité P issue d'une source d'activité A s'exprime par la Formule 1-8.

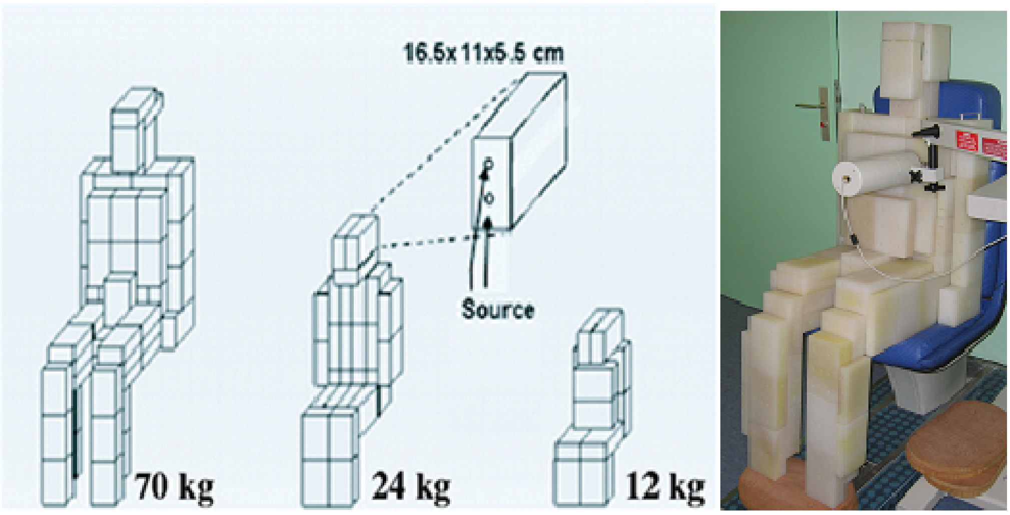
Formule 1-8 : $\varepsilon = \frac{N_{mesurés}}{A \times P \times T_c}$

Où $N_{mesurés}$ est le nombre d'événements détectés par le système de détection.

Le coefficient d'étalonnage en efficacité peut être calculé pour un ou plusieurs détecteurs. L'étalonnage est effectué pour chaque raie énergétique à mesurer dans chaque géométrie de comptage.

La procédure d'étalonnage consiste à reproduire le plus fidèlement possible la géométrie de comptage réelle. En anthroporadiamétrie, l'étalonnage est actuellement réalisé à l'aide fantômes physiques anthropomorphes dans lesquels sont placées des sources de nature et d'activité connues.

Au LEDI, le fantôme IGOR est utilisé pour la mesure corps entier [Kovtun *et al.*, 2000]. Il s'agit d'un ensemble de parallélépipèdes en matériau équivalent-tissu qui sont assemblés en un mannequin de morphologie variable correspondant à un enfant ou à un adulte. Deux sources cylindriques de 16,5 cm de long sont insérées dans chaque brique parallélépipédique (Figure 1-11).



(a) (b)

Figure 1-11 : Fantôme physique anthropomorphe IGOR. (a) Schémas des modèles pour des personnes de 70 kg, 24 kg et 12 kg ainsi que d'une brique élémentaire ; (b) photographie d'une mesure réalisée avec le fantôme IGOR.

Pour la mesure du thorax, le fantôme Livermore [Griffith *et al.*, 1978], conçu par le Lawrence Livermore National Laboratory aux Etats-Unis, est utilisé. Il s'agit d'un mannequin de thorax humain renfermant une représentation des principaux organes ou tissus dont les poumons, le cœur et le foie. La source d'activité est exclusivement et uniformément distribuée dans les poumons.

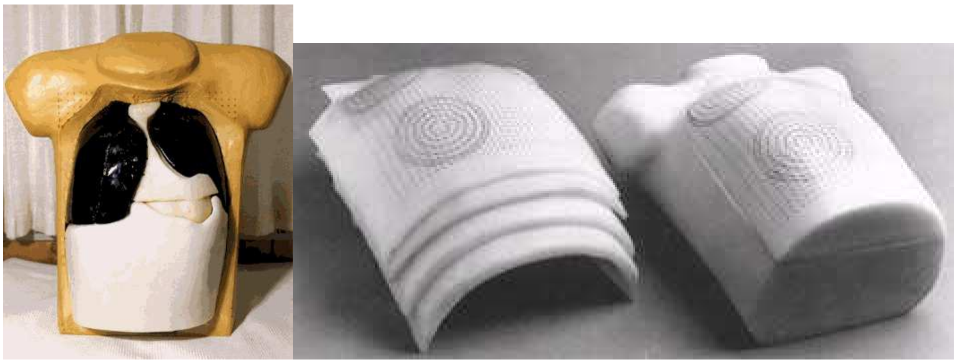


Figure 1-12 : Fantôme physique anthropomorphe Livermore sans et avec plaques thoraciques.

En fonction de la corpulence de la personne mesurée, les photons émis dans les poumons sont plus ou moins atténués par les tissus présents sur leur trajet vers les détecteurs. Afin d'obtenir des courbes d'étalonnage en fonction de l'épaisseur de tissu, des plaques thoraciques d'épaisseur différentes sont placées successivement sur le fantôme. Lors d'une mesure, la courbe d'étalonnage est choisie en fonction de l'épaisseur « équivalente Livermore » de la personne mesurée, déterminée à partir des équations bioparamétriques, donnant l'épaisseur en fonction du rapport poids sur taille de la personne [Pierrat, 2005].

1.1.4.2.3.2 Limite de détection

Un système de comptage est également caractérisé par une limite de détection pour chaque géométrie de comptage et raie énergétique. Au dessous de cette limite, il est impossible d'affirmer si les événements comptabilisés sont issus du bruit de fond ou s'ils correspondent à un pic photoélectrique significatif d'une mesure d'activité.

La limite de détection LD s'exprime en becquerel et a été définie par le Groupe de Travail et de normalisation [GTN5, 1989] :

Formule 1-9 : $LD = 8{,}8 \times \sqrt{\frac{R \times B}{x_t}} \times \frac{1}{\varepsilon}$

Où R est la résolution du pic photoélectrique étudié (keV), B est le taux de comptage du bruit de fond (cps.keV.s^{-1}), x_t est le temps de comptage (s) et ε est le coefficient d'étalonnage en efficacité.

La limite de détection dépend notamment du temps de comptage. Il n'excède pas 20 à 30 minutes dans un souci de confort pour la personne mesurée et de disponibilité de l'installation pour la surveillance de l'ensemble des travailleurs.

Le Tableau 1-5 présente quelques exemples de limites de détection pour différents isotopes et géométries de comptage. Ces limites de détection sont comparées aux $AI_{20inhalation}$ représentant l'activité inhalée qui engendrerait une dose efficace égale à la limite annuelle réglementaire d'incorporation de 20 mSv. L'activité inhalée étant, au cours du temps, distribuée dans le corps puis éliminée, la comparaison entre valeurs de LD et d' $AI_{20inhalation}$ doit être interprétée avec beaucoup de prudence mais elle donne une idéee de la pertinence des mesures suivant les objectifs de radioprotection.

	Isotope	Energie (keV)	Géométrie de comptage	Temps de comptage	LD (Bq), 20 min	$AI_{20inhalation}$ (Bq)
Produits d'activation et de fission	Cs-137	661,7	Corps entier	20 min	20	3×10^6
	Co-60	1332,5			20	$2,8 \times 10^6$
Actinide	Am-241	59,54	Pulmonaire	30 min	5-10	741
	Pu-239	~20	Pulmonaire		3000-7000	2410

Tableau 1-5 : Exemples de limites de détection [Métivier *et al.*, 2006] .

Pour les produits d'activation et l'Am-241, les limites de détection sont beaucoup plus basses que les AI ce qui assure la détection de contamination avant d'atteindre la $AI_{20inhalation}$. En revanche, pour le Pu-239, les limites de détection dépassent la $AI_{20inhalation}$ ce qui signifie que si ce radionucléide est détecté par mesure pulmonaire alors la dose efficace reçue dépasse la limite annuelle réglementaire. Les aérosols inhalés contiennent en général un mélange de radionucléides, l'Am-241 peut alors servir de traceur pour le plutonium si l'isotopie du mélange est connue.

1.1.4.3 Interprétation dosimétrique des mesures anthroporadiamétriques et radiotoxicologiques

Le programme de surveillance du travailleur fournit des résultats de mesures d'activités par analyse radiotoxicologique et/ou anthroporadiamétrie ainsi que des informations sur les conditions d'exposition.

Ces données sont comparées aux différents modèles biocinétiques envisageables pour déterminer celui qui décrit le mieux l'état de la contamination aux dates de mesures et en déduire l'activité incorporée.

1.1.4.3.1 Estimation de l'incorporation

Les modèles biocinétiques permettent de calculer à chaque instant la rétention d'activité supposée d'un radionucléide dans chaque organe et son excrétion urinaire et fécale suite à l'incorporation d'1 Bq dans des conditions données. Si m(t) est la fonction de rétention ou d'excrétion et si M est la valeur mesurée, alors l'incorporation I est obtenue par :

Formule 1-10 : $I = \frac{M}{m(t)}$

La fonction de rétention/excrétion est déduite d'un modèle dépendant du sujet contaminé, du radioisotope mesuré ainsi que des conditions d'exposition. L'application d'un modèle adapté à la situation réelle nécessite de fixer différents paramètres décrivant ces trois éléments, qui sont par ordre approximatif de complexité :

- le ou les radioisotopes contaminant(s),
- la ou les activités mesurées,
- la ou les dates de contamination qui peut avoir lieu en une ou plusieurs incorporations aiguës ou durant une période d'incorporation chronique,
- la voie de contamination parmi l'inhalation, l'ingestion et la blessure, ou l'association de plusieurs voies de contamination,
- les caractéristiques physico-chimiques du contaminant : solubilité pulmonaire, intestinale ou cutanée, diamètre et densité des particules composant un aérosol,
- l'anatomie et la physiologie du sujet : vitesses d'absorption dans le sang, d'épuration muco-ciliaire et d'excrétion, temps de rétention de la radioactivité dans les différents tissus, morphologie et densité des tissus. Ces caractéristiques dépendent notamment de l'âge, du sexe et des antécédents médicaux.

Cependant, la valeur exacte de tout ou partie de ces paramètres est, en général, inconnue et souvent difficile, voire impossible, à déterminer. La CIPR recommande donc d'utiliser des valeurs de référence des paramètres correspondant à une moyenne des valeurs rapportées dans la littérature. A défaut d'informations spécifiques, le sujet est donc représenté par l'homme de référence décrit dans les publications CIPR 23 et 89 [ICRP-23, 1974 ; ICRP-89, 2002]. En cas d'inhalation par un travailleur d'un aérosol, par exemple, d'américium 241, le type d'absorption de référence est modéré (M) et l'AMAD recommandé vaut 5 µm.

A chaque paramétrage de référence correspondent des fonctions qui prévoient la rétention des radionucléides dans un organe ou dans le corps entier en Bq par Bq incorporé ainsi que l'excrétion

urinaire ou fécale en Bq par jour et par Bq incorporé. Des valeurs précalculées de ces fonctions à des temps choisis sont disponibles notamment dans la publication CIPR 78 [ICRP-78, 1998]. Mais elles sont aussi calculables à l'aide de logiciels dédiés, tels que DCAL (ORNL, Etats-Unis), dans lesquels sont implémentés les modèles compartimentaux et les valeurs de référence.

En cas de contamination avérée, plusieurs mesures sont réalisées afin d'estimer l'incorporation le plus précisément possible. L'incorporation la plus vraisemblable est obtenue en minimisant l'écart x^2 entre les valeurs calculées par le modèle m(ti) au temps ti et les valeurs mesurées Mi :

Formule 1-11 : $\chi^2 = \sum_{i=1}^{n} \frac{[M_i - I * m(t_i)]^2}{\sigma_i^2}$

où σi est l'incertitude associée à la mesure Mi.

1.1.4.3.2 Calculs biocinétique et dosimétrique à l'aide de logiciels dédiés

Des logiciels ont été développés afin de faciliter l'interprétation des données radiotoxicologiques pour estimer l'incorporation puis la dose engagée suite à une contamination interne. Ces logiciels contiennent l'ensemble des modèles de référence et certains d'entre eux comme IMBA (HPA, Royaume-Uni) permettent aussi d'utiliser des valeurs de paramètres spécifiques au cas de contamination.

Dans le travail de thèse, le logiciel Dose and Risk Calculation (DCAL) a été utilisé. Il est développé à l'Oak Ridge National Laboratory (ORNL, USA) par l'équipe de K. F. Eckerman. DCAL réalise des calculs biocinétiques et dosimétriques pour l'incorporation aiguë d'un radionucléide par inhalation, ingestion ou injection dans le sang, à partir des modèles de référence de la CIPR. Il a notamment été utilisé pour le calcul des coefficients de dose [ICRP-78, 1998].

DCAL peut s'installer sur PC et sur stations de travail. Il est composé d'une série de modules numériques écrits en FORTAN et contrôlés par une interface affichant différents menus. Deux modes de fonctionnement existent : une mode interactif et un mode automatique dit « batch » qui permet des calculs multiples à partir de fichiers d'entrée décrivant les paramètres de contamination. Ce dernier mode est utilisé dans le travail de thèse.

1.1.4.4 Mesures curatives

En cas de contamination interne, une prise en charge rapide de la personne peut permettre :

- de limiter l'assimilation des radionucléides par le sang - par exemple grâce à l'ablation de la zone lésée par une blessure contaminante,

- d'augmenter l'excrétion des radionucléides par l'administration d'une molécule décorporante comme le DTPA pour les plutonium, américium, curium et cobalt, ou le bleu de Prusse pour le césium.

1.1.5 Limites actuelles de l'étalonnage en anthroporadiamétrie

La justesse de l'estimation de la dose interne dépend directement des résultats des mesures, eux-mêmes corrélés à la fiabilité de l'étalonnage des systèmes de détection *in vivo*.

Malgré les efforts réalisés dans la conception des fantômes physiques anthropomorphes d'étalonnage, ils conservent deux limites majeures :

- Ils restent une représentation grossière et peu flexible de l'anatomie humaine, qui ne peut modéliser fidèlement l'atténuation des photons,
- Les nature et distribution de sources d'activités sont très restreintes, or l'efficacité est très dépendante de la géométrie de la source.

Ainsi, ces conditions d'étalonnage ne sont qu'une approximation des conditions réelles de mesure, entraînant des incertitudes systématiques importantes sur les résultats.

Un travail important sur l'estimation des erreurs systématiques rencontrées en anthroporadiamétrie pulmonaire avait été réalisé au cours d'une précédente thèse effectuée au LEDI [Razafindralambo, 1995]. Cette approche expérimentale ne permettait cependant pas une prise en compte complète des incertitudes.
L'incertitude systématique globale sur l'efficacité d'un système de comptage en anthroporadiamétrie pulmonaire a alors été estimée autour de 80% (à 2σ). Les sources de ces erreurs peuvent être séparées en deux grandes catégories : les erreurs liées à la mesure (dues à l'étalonnage ou liées à la géométrie du système de détection, appelés par la suite incertitudes "métrologiques") ou les erreurs liées aux personnes (dues notamment à la biocinétique de la contamination).

D'après le Tableau 1-6, les incertitudes liées à la mesure pulmonaire sont majoritairement dues aux différences morphologiques entre le fantôme physique et la personne à mesurer (épaisseur thoracique et teneur en graisse des tissus thoraciques, volume des poumons ; soit une incertitude introduite de 46% à 2σ) et à la distribution hétérogène de contamination (66% à 2σ).

Source d'incertitude	Ecart type relatif (% à 1σ)*
Positionnement des détecteurs	9
Variation du volume pulmonaire	4
Détermination de l'épaisseur thoracique - formules bioparamétriques - sonde à ultrasons - imagerie par résonance magnétique	 19 11 3
Variation de la teneur en graisse du tissu thoracique	13
Distribution de la contamination	33
Incertitude globale	41 (1σ) / 82 (2σ)

* $Sx/x=(\Delta x/x)$ avec $\Delta x/x$ égal à l'erreur maximale estimée; σ est l'écart-type de la dispersion, approchée par une loi gaussienne, des mesures autour de la valeur vraie.

Tableau 1-6 : Estimation des incertitudes lors de l'étalonnage de systèmes de mesure anthroporadiamétrique pulmonaire. Valeurs observées pour le Pu-239 [Razafindralambo, 1995].

Concernant la déviation entre fantôme et personne, des facteurs correctifs ont pu être établis en vue d'une extrapolation à un individu donné mais leur fiabilité est limitée. Des améliorations peuvent toutefois être introduites en utilisant des techniques telles que l'imagerie par résonance magnétique, permettant une meilleure estimation de l'épaisseur de la paroi thoracique de la personne à mesurer. Malgré ces techniques, l'anthroporadiamétrie reste limitée par l'utilisation des fantômes physiques.

La réduction des incertitudes systématiques de cette technique d'étalonnage s'est appuyée sur l'utilisation de fantômes numériques voxélisés, créés à partir d'images médicales et représentant donc l'anatomie de façon plus réaliste voire personnalisée [Hunt *et al.*, 1998 ; Kramer et Burns, 1999 ; Pierrat, 2005]. La contamination interne est modélisée dans ces fantômes puis l'interaction des particules depuis le fantôme jusqu'au détecteur est alors simulée à l'aide de codes de calcul basés sur la méthode Monte Carlo.

1.2 Application des fantômes numériques voxélisés et du calcul Monte Carlo en anthroporadiamétrie

Les codes de calcul de transport des particules basés sur la méthode Monte Carlo ont été initialement développés pour des applications militaires. Cette technique statistique permet de modéliser à travers des objets en trois dimensions les interactions rayonnements-matière de façon

réaliste et d'estimer des grandeurs d'intérêt telles qu'un flux de particules, une dose ou un spectre, difficiles à obtenir par calcul analytique.

Dans le domaine de la radioprotection de l'homme, la méthode n'a été appliquée que récemment étant donnée la difficulté majeure de la simulation : la représentation numérique du corps humain, ou « fantôme numérique ». Le corps humain a tout d'abord été modélisé de façon très approchée par des fantômes mathématiques à partir desquels les SEE ont été estimés par calcul Monte Carlo [Cristy et Eckerman., 1993 ; Clairand *et al.*, 2000] en vue de la détermination des coefficients de dose. Le développement de l'imagerie médicale tridimensionnelle par tomodensitométrie X (scanner) ou résonance magnétique nucléaire (IRM) et l'augmentation concomitante des capacités des ordinateurs ont permis de créer des modèles numériques plus réalistes de l'anatomie humaine, les fantômes voxélisés.

1.2.1 Fantômes numériques voxélisés

1.2.1.1 Définition

Les fantômes numériques voxélisés sont créés à partir d'images tomographiques de personnes acquises essentiellement par scanner ou IRM. L'extension des pixels composant l'image sur l'épaisseur de coupe tomographique engendre des éléments de volume, appelés voxels (de l'anglais « volume elements », Figure 1-13).

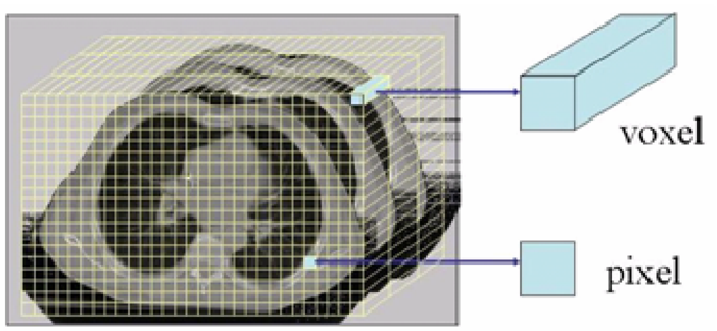


Figure 1-13 : Définition d'un voxel (images scanner thoraciques).

La juxtaposition des coupes conduit à une matrice à trois dimensions. Chaque voxel contient un niveau de gris dont la valeur est fonction de la modalité d'imagerie. Toutefois, ce fantôme est rarement utilisé avant d'être segmenté. La segmentation du fantôme consiste à y délimiter chaque organe ou tissu et à lui attribuer les composition élémentaire et densité physiologiques, afin de reproduire fidèlement les différents milieux dans lesquels le transport des particules va être simulé par calcul Monte Carlo.

Plusieurs fantômes voxélisés de type caucasien ou asiatique ont été utilisés en dosimétrie [Lemosquet *et al.*, 2003]. Les plus courants sont décrits dans l'Annexe 1. Le fantôme MAX utilisé pour ce travail de thèse est détaillé ci-dessous.

1.2.1.2 Le fantôme MAX issu du fantôme de Zubal

L'équipe de G. Zubal à l'Université de Yale (http://noodle.med.yale.edu/zubal/) a construit un fantôme numérique voxélisé (Figure 1-14) à partir de deux séries d'images scanner obtenues sur le même patient âgé de 35 ans, haut de 178 cm pour un poids de 70 kg :

- un examen scanner s'étendant du cou jusqu'à mi-cuisses sans les membres,
- un scanner de la tête.

Les données ont été raccordées au niveau du cou pour obtenir VOXELMAN, un fantôme voxélisé de la tête jusqu'à mi-cuisses [Zubal *et al.*, 1994].

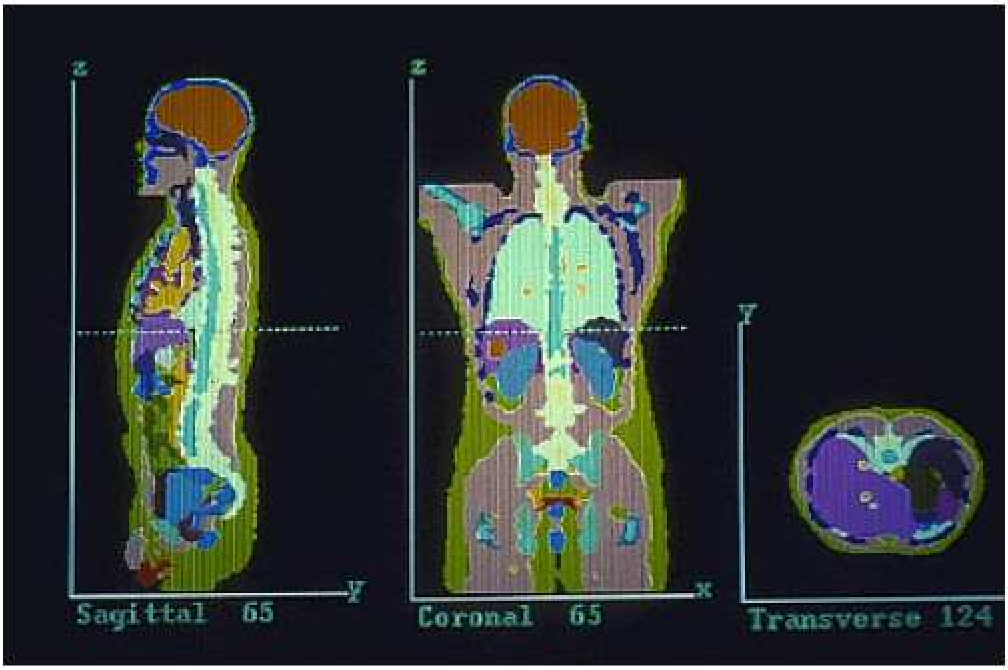


Figure 1-14 : Coupes sagittale, frontale et axiale du fantôme Zubal.

Par la suite, ce fantôme a été complété notamment par Sjögreen en 1998 [Kramer R. *et al.*, 2003] en y adaptant des bras et des jambes dérivés du projet Visible Human afin de construire un fantôme corps entier nommé VOXTISS8 (Figure 1-15).



Figure 1-15 : Coupes sagittales du fantôme VOXTISS8 (Images extraites de la page internet http://noodle.med.yale.edu/zubal/samples.htm)

Enfin, le département de l'énergie nucléaire brésilien a modifié la masse des organes du fantôme corps entier VOXTISS8 pour obtenir un fantôme numérique voxélisé correspondant à l'homme de référence [ICRP-89, 2002] et nommé MAX (de l'anglais, « Male Adult voXel ») [Kramer R. *et al.*, 2003]. En parallèle, le fantôme FAX (de l'anglais, « Female Adult voXel ») a été construit à partir d'images scanner d'une femme (37 ans, 165 cm, 63,4 kg), de morphologie proche de la femme de référence [Kramer R. *et al.*, 2004].

En raison de sa correspondance avec l'homme de référence de la CIPR, les simulations de la thèse utilisant un fantôme voxélisé corps entier ont été réalisées à partir du fantôme MAX. Il mesure 175 cm pour 75 kg. Il possède 487 coupes axiales de résolution 196 * 96. Les voxels sont cubiques d'arête 0,36 mm. 22 organes ou tissus sont segmentés.

1.2.2 Méthode Monte Carlo appliquée à la dosimétrie interne

1.2.2.1 Principe de la méthode Monte Carlo et intérêt de son application pour traiter les interactions rayonnements-matière

La méthode Monte Carlo, davantage explicitée au paragraphe 2.2.1, est une technique numérique de calcul d'intégrales qui présente une meilleure convergence que les autres techniques pour les calculs dans un espace à plus d'une dimension. Elle consiste à :

- générer un grand nombre d'histoires stochastiques en détaillant précisément leur évolution selon les fonctions de densité de probabilité décrivant les phénomènes réels,
- à estimer les grandeurs d'intérêt à partir de sommes discrètes qui approchent les intégrales à calculer.

La propagation de rayonnement dans la matière entraîne des interactions multiples caractérisées par un ensemble de lois de densités de probabilités. Un problème d'interaction rayonnements-matière est donc un problème statistique se déroulant dans un espace à plusieurs dimensions. Sa résolution implique le calcul d'intégrales caractéristiques des grandeurs recherchées, pour lequel la méthode Monte Carlo est bien adaptée.

1.2.2.2 Modélisation du transport des particules

Le principe de la méthode Monte Carlo est d'estimer des grandeurs en moyennant les contributions d'un grand nombre d'histoires stochastiques. Dans le domaine des interactions rayonnement-matière, ces histoires stochastiques doivent représenter précisément la création de particules et leur transport dans la matière.

Les codes de calcul de transport des particules basés sur la méthode Monte Carlo utilisent des données nucléaires et atomiques de base : les sections efficaces différentielles d'interaction, obtenues expérimentalement par les laboratoires de physique nucléaire qui les diffusent sous le nom de bibliothèques (« library » en anglais). Ces sections efficaces différentielles d'interaction déterminent des fonctions de densité de probabilité de variables aléatoires qui caractérisent une histoire, ou trace, de particule :

- son libre parcours entre des événements d'interaction successifs,
- le type d'interaction qui a lieu,
- la perte d'énergie et l'angle de déviation de la particule suite à un événement particulier
- l'état initial des éventuelles particules secondaires générées.

Les fonctions de densité de probabilité caractéristiques des interactions sont générées à l'aide de techniques d'échantillonnage telles que la méthode de réjection ou la transformation inverse à partir d'un générateur pseudo-aléatoire uniforme [Roger, 2007].

A partir de ces données de bases, le transport des particules est traité différemment selon qu'il s'agit de particules :

- chargées comme les électrons, positrons, ions… Leurs interactions engendrent des phénomènes physiques très complexes. L'électron interagit par collision élastique avec le noyau changeant sa direction de propagation, par collision inélastique avec le cortège

électronique ralentissant sa propagation et par accélération dans le champ électrique du noyau. Ces interactions entraînent de plus la création simultanée d'autres particules chargées ou neutres. Le traitement du transport est réalisé à l'aide d'approximations relatives à la fois aux processus de ralentissement et de diffusion.

- ou neutres comme les photons et les neutrons. L'équation de Boltzmann ou plus exactement l'équation du transport régit la propagation des particules neutres dans la matière. Les neutrons interagissent essentiellement avec les noyaux par diffusion élastique, inélastique, capture radiative, fission, absorption de particules secondaires. Les photons interagissent essentiellement avec le cortège électronique par effet photo-électrique (absorption), diffusion cohérente, diffusion Compton et création de paires électron-positron. L'équation de Boltzmann est résolue par méthode Monte Carlo sur la base de sa décomposition en série de Neumann.

1.2.2.3 Codes de transport des particules

Les codes de calcul se différencient par les données sources utilisées et les approximations réalisées sur la physique pour transporter les particules. Les principaux codes utilisés en dosimétrie interne sont :

- MCNP [Briesmeister, 2000 ; Goorley *et al.*, 2004] et MCNPX [Hendricks, 2004 ; Hendricks *et al.*, 2008],
- EGS4 [Nelson *et al.*, 1985] et EGSnrc [Kawrakow et Rogers, 2001],
- PENELOPE [Salvat *et al.*, 2006],
- GEANT4 [Geant4 Collaboration, 2003].

En 1998, le LEDI a choisi d'appliquer la méthode Monte Carlo pour simuler le transport des particules dans la matière dans le cadre de ses activités de recherche en dosimétrie interne. Il a été décidé d'utiliser le code Monte Carlo N-Particles (MCNP).

Le code MCNP a émergé des travaux réalisés à Los Alamos (Etats-Unis) pendant la seconde guerre mondiale. La première version MCNP1A date d'août 1977. La version disponible en 1998 était le fruit de 50 ans de développement réalisé par l'équipe de la division des Sciences Physiques Appliquées (X Division) [Breismeister, 1997]. Son principe d'utilisation repose sur un unique fichier d'entrée codé dans un format ASCI et définissant toute la géométrie du problème, la source d'activité, le résultat souhaité en sortie appelé tally ainsi que les paramètres statistiques et physiques de la simulation. La version actuellement disponible est MCNP 5.1.40 (http://mcnp-green.lanl.gov/).

Le code Monte Carlo N-Particles eXtended (MCNPX) a été créé à partir de la version 4C de MCNP qui codait le transport d'un nombre limité de particules : les photons, les neutrons et les électrons

[Breismeister, 2000]. MCNPX permet de traiter, sur une large gamme d'énergie allant de 1 à 100 GeV, 34 types de particules dont les particules alpha, particules d'intérêt en dosimétrie interne des actinides, et propose des géométries plus élaborées telles que les lattices (maillage en trois dimensions), particulièrement bien adaptées à la description du fantôme numérique voxélisé [Hendricks, 2004]. Les dernières versions permettent de plus des méthodes de réduction de variance inédites pour la simulation de la mesure *in vivo* [Hendricks et McKinney, 2005]. Pour ces raisons, le LEDI utilise à présent le code MCNPX. Les versions utilisées dans cette étude sont MCNPX_2.5f, 2.6a, b et c.

1.2.2.4 Application de codes de calcul Monte Carlo en anthroporadiamétrie

L'application de la méthode Monte Carlo en anthroporadiamétrie consiste à :
- modéliser la nature et la distribution de la contamination interne dans le fantôme numérique,
- positionner le modèle de détecteur(s) par rapport au fantôme, conformément à la géométrie de comptage réelle,
- puis générer par calcul le spectre attendu dans le ou les détecteurs.

Etant donnée l'activité simulée, le coefficient d'étalonnage numérique en efficacité est déduit du spectre résultat. Les codes de calcul Monte Carlo permettent donc d'accéder à une méthode d'étalonnage numérique des systèmes de mesure *in vivo* et de réaliser ainsi des études difficiles voire inenvisageables expérimentalement.

Cette méthode a notamment permis de concevoir de nouveaux fantômes physiques ou d'améliorer les fantômes existants, notamment pour prendre en compte la distribution d'activité d'émetteurs de haute énergie [Ishikawa et Uchiyama, 1997 ; de Carlan *et al.*, 2007] et l'effet des variations morphologiques entre le fantôme physique utilisé et le sujet à mesurer sur l'étalonnage à basse énergie [Franck *et al.*, 2003].
Elle est également utile pour étudier l'adéquation entre la morphologie d'un fantôme physique utilisé en pratique pour l'étalonnage et celle de la personne mesurée [Kramer G. H. *et al.*, 2005 ; Gualdrini *et al.*, 2000] ;
Elle permet aussi de quantifier l'influence du positionnement des détecteurs sur la mesure.
Enfin, elle contribue significativement à déterminer la localisation de l'activité dans une plaie contaminée afin de mieux estimer l'irradiation locale [Hickman *et al.*, 1994 ; de Carlan et al., 2003].

L'application de codes de calcul Monte Carlo pour l'anthroporadiamétrie nécessite de décrire dans le format d'écriture requis pour le code :

- la géométrie et la composition des tissus du fantôme numérique,

- la nature et la distribution de la source d'activité,
- la géométrie et les matériaux du ou des détecteur(s),

et de spécifier la grandeur recherchée en sortie, appelée « tally ».

Afin de faciliter cette étape, des interfaces spécifiques ont été développées ces dernières années pour manipuler les fantômes numériques, modéliser la source et les détecteurs puis de créer automatiquement le fichier d'entrée au code dans le format approprié et enfin d'analyser les résultats.

On peut citer notamment :

- le logiciel Magnetic Resonance Image Phantom Code System to Calibrate *in vivo* Measurement Systems (MRIPP, http://www-rsicc.ornl.gov/codes/ccc/ccc6/ccc-655.html) développé au Lawrence Livermore Laboratory en Californie pour fournir les coefficients d'étalonnage numériques des systèmes de mesures *in vivo* face à une contamination interne du corps par des radionucléides émetteurs de photons [Hickman et Firpo, 1997]. Le code inclut une base de données de fantômes numériques voxélisés et segmentés construits à partir d'images IRM. Il est écrit en C++. Le code Monte Carlo utilisé est MCNP.
- le logiciel Visual Monte Carlo (VMC) développé à l'institut de radioprotection du Brésil. Il est codé en Visual Basic et intègre son propre code de calcul Monte Carlo pour le transport des photons. Il contient également deux fantômes voxélisés et segmentés : NORMAN et Zubal, dans lesquels l'utilisateur peut placer une source d'activité et autour desquels il peut positionner des détecteurs. Ce code a été validé par des comparaisons avec le code EGSnrc et de nombreuses applications [Hunt *et al.*, 1998]

Cependant, ces logiciels ne permettaient pas d'intégrer de nouveaux fantômes ce qui empêchait de réaliser un étalonnage personnalisé.

Afin de répondre à cet objectif de personnalisation et d'avoir un outil de calcul plus souple, le LEDI a initié le développement d'un logiciel permettant de créer des fantômes numériques voxélisés à partir d'une série d'images médicales scanner ou IRM et de générer le fichier d'entrée à un code de calcul Monte Carlo pour la simulation des mesures *in vivo* [Franck *et al.*, 2001].

1.3 Le logiciel OEDIPE

En développement continuel au LEDI, OEDIPE (Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée) est une interface graphique permettant de modéliser une contamination interne puis de simuler une mesure anthroporadiamétrique, ou de calculer les doses délivrées dans des organes ou tissus. L'originalité de cet outil réside dans sa possibilité de créer des fantômes numériques personnalisés

à partir d'images médicales, de générer automatiquement le fichier d'entrée au code de calcul Monte Carlo MCNP et MCNPX et de permettre une visualisation des résultats obtenus par le calcul.
Dans cette partie, nous présenterons l'outil OEDIPE et ses fonctionnalités, un outil de traitement d'image ainsi que le code de calcul Monte Carlo utilisé.

1.3.1 Historique

A l'origine, une interface graphique nommée ANTHROPO a été développée au laboratoire pour améliorer les étalonnages en anthroporadiamétrie [Franck *et al.*, 2001 ; Borisov *et al.*, 2002]. Les fonctionnalités de cet outil se sont ensuite élargies à l'estimation de la dose interne. Il fut alors renommé OEDIPE, acronyme d'Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée.
Fruit de dix ans de développement au sein du laboratoire, OEDIPE permet d'une part de simuler des mesures anthroporadiamétriques et d'améliorer leurs étalonnages [Franck *et al.*, 2003], et d'autre part de calculer des distributions de dose à l'échelle d'un organe ou d'un tissu suite à une contamination interne (accidentelle ou thérapeutique, comme dans le cas de la radiothérapie interne) [de Carlan *et al.*, 2003 ; Chiavassa *et al.*, 2005].

1.3.2 L'environnement de développement IDL®

L'interface ANTHROPO puis OEDIPE ont été initialement développées grâce à l'environnement de développement PV-Wave®, particulièrement intéressant pour le traitement et la visualisation des données. Depuis début 2005, l'ensemble du code d'OEDIPE a été porté vers un autre environnement de développement, IDL® (Interactive Data Language), qui est apparu plus convivial pour les développeurs et plus adapté aux besoins des utilisateurs.

Grâce à ce portage en IDL®, l'application OEDIPE se présente de façon mieux structurée : l'ensemble du code constitue un projet et les différents programmes peuvent êtres classés dans des sous-dossiers ce qui apporte une meilleure lisibilité du code. IDL® propose des fonctionnalités utiles lors de la programmation telle que l'aide en ligne, un code couleur automatique pour différencier les variables des fonctions ou encore la compilation de l'ensemble des fichiers, la création de l'exécutable et l'exécution du programme en un seul clic. Et ses performances s'améliorent avec les mises à jour. De plus, l'exécutable créé, d'extension « .sav », peut être lancé à l'aide de la Virtual Machine d'IDL® téléchargeable gratuitement sur internet. Le logiciel OEDIPE peut ainsi être mis à disposition sans diffuser le code source et sans requérir de licence IDL®.

Par ailleurs, ce portage vers IDL® a été l'occasion de faire évoluer l'interface vers une dynamique plus appliquée à une exploitation directe par les professionnels de santé (LABM ou hôpitaux). Un gestionnaire de base de données patients a été notamment implémenté ainsi que le traitement

direct d'images médicales de format DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine - format le plus répandu en milieu hospitalier et qui n'était pas géré par PV-Wave®). L'environnement IDL® permet de plus l'amélioration d'un certain nombre de fonctionnalités existantes, telles que par exemple, une visualisation 3D plus performante.

1.3.3 Fonctionnalités

OEDIPE se compose de plusieurs modules (Figure 1-16). Le module (1) consiste à définir les paramètres nécessaires à la création du fichier d'entrée MCNP (fantôme, source(s), détecteur(s), géométrie de détection) ; à partir de ces données, OEDIPE génère de façon automatique ce fichier d'entrée (2). Le calcul Monte Carlo est ensuite lancé sur des stations de travail dédiées, fonctionnant sous un environnement Unix (3). Une fois le fichier de sortie MCNP écrit, les données pertinentes sont extraites dans OEDIPE et visualisées sous forme de spectres de dépôt d'énergie dans le détecteur ou d'isodoses (4).

OEDIPE comporte ainsi trois fonctionnalités essentielles :

- la création d'un fantôme numérique voxélisé sur la base d'images scanner ou IRM,
- la création du fichier d'entrée pour le code Monte Carlo MCNP,
- l'exploitation du fichier de sortie MCNP.

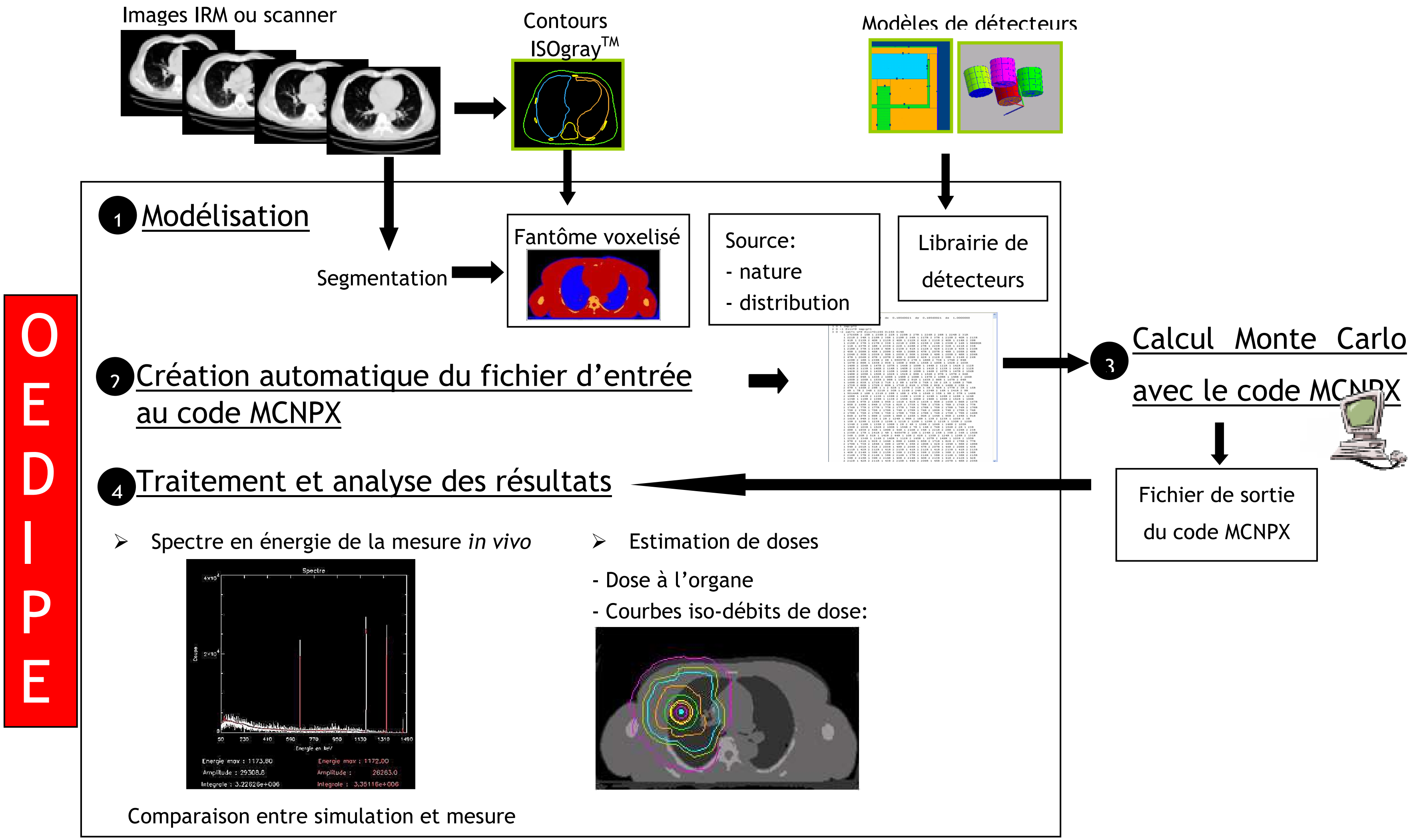


Figure 1-16 : Schéma du principe d'utilisation d'OEDIPE pour la simulation de mesure *in vivo* ou le calcul de dose.

1.3.3.1 Création du fantôme numérique voxélisé

La première étape de la procédure de simulation consiste à créer un fantôme numérique voxélisé. Pour cela, un examen scanner ou IRM de la personne à mesurer ou du fantôme à étudier est effectué ; les images en coupe axiale résultantes doivent être impérativement jointives et de même épaisseur avant d'être importées dans l'interface OEDIPE. La juxtaposition de ces coupes forme une matrice de niveaux de gris à trois dimensions, le fantôme numérique voxélisé de la personne.
Or les codes de calcul Monte Carlo requièrent de définir toute la géométrie et les matériaux du problème d'interaction rayonnement-matière. D'une part, il est donc nécessaire de segmenter ces images, c'est-à-dire différencier des zones de couleur correspondant à un organe ou à un tissu sur des images anatomiques. Cette étape peut être effectuée soit par contourage des organes en utilisant le logiciel Isogray® (cf. plus loin), soit en délimitant les organes ou tissus d'intérêt par leurs niveaux de gris. D'autre part, chaque voxel de ces zones est à associer à un organe ou un tissu donné dont les propriétés physiques et chimiques (composition chimique, densité) sont décrites par la Commission Internationale pour les Unités de Rayonnements et les Mesures (ICRU) [ICRU-44, 1989].

1.3.3.2 Modélisation de la mesure *in vivo* et écriture du fichier d'entrée au code de calcul Monte Carlo

1.3.3.2.1 Modélisation de la contamination interne

Après la création du fantôme numérique, une source doit être définie, en termes de nature, d'activité et de position. Cette source peut être soit de type ponctuelle (la localisation de la contamination est alors précisée en cliquant sur le ou les voxels souhaités), soit distribuée de façon homogène dans un organe ou un tissu unique. Afin de rendre la spécification du ou des radionucléides présents plus conviviale, OEDIPE dispose d'une base de données « radionucléides » modulable, contenant notamment pour des émetteurs photons les énergies et les probabilités d'émission des différentes raies (spectre pour les émetteurs bêta). Après avoir associé une activité à chaque radionucléide, un temps de comptage doit être spécifié dans le cas d'une simulation de mesure anthroporadiométrique.

1.3.3.2.2 Choix et positionnement des détecteurs

Dans le cas d'une simulation de mesure *in vivo*, l'utilisateur choisit ensuite un ou plusieurs détecteurs parmi une bibliothèque où sont stockées toutes les caractéristiques géométriques et intrinsèques des détecteurs proposés.

L'utilisateur n'a plus alors qu'à positionner les détecteurs sélectionnés par rapport au fantôme numérique afin de reproduire une mesure physique le plus fidèlement possible.

1.3.3.2.3 Grandeur demandée en sortie du calcul MCNP, le tally

La dernière information requise est la nature de la sortie demandée pour le calcul Monte Carlo (ou "tally" dans le code MCNP, code qui sera plus largement détaillé dans le paragraphe 1.3.2). Il peut s'agir soit d'un ou plusieurs spectres photoniques (selon le nombre de détecteurs spécifiés) pour une application anthroporadiométrique, soit de doses à l'organe ou de distributions de dose dans une région particulière du fantôme ou dans tout le fantôme.

A partir de toutes ces données entrées de façon interactive par l'utilisateur, OEDIPE génère automatiquement le fichier d'entrée correspondant pour le code Monte Carlo MCNP (ou MCNPX pour le calcul de dose).

1.3.3.3 Exploitation des résultats

OEDIPE permet également le post-traitement du fichier de sortie MCNP ou MCNPX. Les données pertinentes sont automatiquement extraites de cet imposant fichier et visualisées.
Pour la partie "calcul de dose", les doses moyennes calculées aux organes sont listées et la distribution de dose absorbée, représentée en deux dimensions par des courbes d'isodébits de dose (exprimées en mGy/kBq.h-1), est superposée sur les images anatomiques de la personne ; des curseurs dans les directions X, Y et Z permettent de visualiser aisément ces courbes pour n'importe quelle coupe du fantôme.
Pour la partie "simulation de mesure anthroporadiométrique", les résultats sont visualisés sous la forme d'un spectre (Figure 1-16). Il est possible de superposer à ce spectre calculé un spectre mesuré, qui, généralement enregistré dans un format binaire (« .CNF » pour le logiciel de spectrométrie Génie-2000), devra être converti en format ASCII pour être exploitable par OEDIPE.
Cette comparaison aisée entre mesure et simulation apporte tout d'abord une information visuelle sur la bonne corrélation en énergie et en comptage des deux spectres. En centrant au moyen de curseurs la fenêtre de visualisation sur une partie du spectre, il est possible de comparer les spectres calculés et mesurés pic par pic, OEDIPE bénéficiant de fonctions spectrométriques simples permettant de fournir l'énergie maximale du pic, son amplitude ainsi que son intégrale (aire sous le pic).
Pour comparer la simulation et la mesure associée, les intégrales des pics sont considérées.

Une exploitation plus performante des spectres calculés est possible avec le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000. La version 2.1 de ce logiciel, commercialisée par la société Canberra-

Eurisys, accepte des données d'entrée extérieures de format défini. Des procédures de traitement du fichier de sortie MCNP permettent une extraction semi-automatique des données caractérisant le spectre calculé du fichier de sortie MCNP. Ces données sont ensuite ordonnées afin de générer un spectre de format « .TKA » qui peut être visualisé dans Génie-2000 et comparé à des spectres expérimentaux.

Ainsi, toutes les potentialités de Génie-2000 sont applicables aux spectres calculés. Il est ainsi possible de comparer directement un spectre simulé à un spectre mesuré, ce qui facilitera l'étape de validation.
De plus, cette approche permet d'élaborer des courbes d'efficacité virtuelles pour un système réel, ce qui ouvre d'importantes perspectives notamment en ce qui concerne l'étalonnage numérique des installations.

1.3.4 Outils numériques associés

1.3.4.1 Logiciels DOSIGRAY et ISOGRAY

La segmentation étant une étape critique du processus de simulation, un outil plus spécifique qu'OEDIPE était nécessaire pour pouvoir traiter des géométries de plus en plus fines et complexes. C'est pourquoi le logiciel Dosigray® puis sa nouvelle version Isogray™ ont été installés en parallèle de l'interface afin d'optimiser cette étape. Elaborés à l'Institut Gustave Roussy puis commercialisés par la société DosiSoft®, ces logiciels sont des systèmes de planification de traitement utilisés en radiothérapie pour calculer les doses délivrées aux patients. Dans le cadre de ce travail, seules leurs potentialités pour le traitement de l'image sont exploitées.

Les simulations utilisant des fantômes numériques reconstruits à partir de contours créés avec Dosigray® ont montré des résultats cohérents avec des mesures expérimentales ; la segmentation des images par Dosigray® a donc été validée [Pierrat, 2002].

Les fonctionnalités ont été nettement améliorées avec la nouvelle version Isogray™. Ce logiciel gère aussi bien des images acquises par scanner que par IRM, et permet un contourage automatique, semi-automatique ou manuel des organes et tissus d'intérêt à partir des images tomographiques.
Les contours externes de la personne sont tout d'abord délimités de façon automatique ; une retouche manuelle est parfois nécessaire.
L'étape suivante est de délimiter les contours des structures internes : dans le cas d'images thoraciques, les poumons, l'os, la moelle épinière, éventuellement la graisse, voire de l'air pour modéliser de façon correcte les fantômes physiques. Les contours des poumons sont réalisés de façon semi-automatique : un algorithme recherche sur toutes les coupes les zones où la densité est proche de 0,3 g.cm-3. Toutefois cette méthode nécessite souvent des retouches manuelles.

Pour quasiment toutes les autres structures internes, un contourage manuel s'impose et s'effectue à l'aide de la souris. Les tissus mous n'ont pas besoin d'être contourés et correspondent en fait aux tissus compris entre l'intérieur des contours externes et l'extérieur des contours internes définis précédemment. Isogray™ permet également de visualiser en trois dimensions les contours réalisés et donc d'avoir une première vue du fantôme numérique.

Plus le degré de réalisme souhaité pour la segmentation est élevé (c'est-à-dire plus le nombre de tissus à dissocier de façon précise est important) et plus cette étape demande du temps à l'utilisateur.

Les contours Isogray™ sont ensuite importés dans OEDIPE pour créer à partir de ces fichiers une matrice à trois dimensions représentant le fantôme numérique voxélisé. La procédure d'importation était initialement prévue pour les contours issus de Dosigray. Comme le format de sortie a changé avec la version Isogray™, cette procédure a dû être adaptée. Les contours Isogray™ sont convertis en format Dosigray® avant d'être importés dans OEDIPE [Robert, 2007]. Il est envisagé d'adapter le code d'OEDIPE pour permettre l'importation directe des contours au format Isogray™.

1.3.4.2 Codes de calcul Monte Carlo MCNP et MCNPX

Au moment de la création du logiciel OEDIPE en 1998, de nombreux codes existaient déjà pour simuler le transport des particules dans la matière. Le code MCNP a été choisi pour ses nombreux atouts [Briesmeister, 1997]. Il faisait partie des codes Monte Carlo reconnus internationalement pour la dosimétrie. Son principe d'utilisation était accessible car il repose sur l'écriture d'un unique fichier d'entrée très structuré permettant d'envisager sa création automatique par un programme. Le code source est de plus facilement disponible via l'Agence pour l'énergie nucléaire (AEN), agence spécialisée de l'Organisation de coopération et de développement économiques (OCDE). Son installation est aisée. Enfin, la géométrie du fichier d'entrée MCNP pouvait être visualisée en trois dimensions à l'aide du logiciel SABRINA aux fonctionnalités très performantes pour l'époque [West, 1986].

Ce code permet entre autres de :

- modéliser tous les éléments utilisés lors d'une mesure expérimentale (personne et détecteurs),
- simuler une grande variété de sources (photons, électrons, neutrons) dont la distribution est modulable à souhait sur une gamme d'énergie de 10 keV à 100 GeV,
- simuler le transport des particules dans différents milieux (tissus, air, détecteur),
- obtenir plusieurs résultats en sortie, parmi lesquels un spectre de dépôt d'énergie, un calcul de dose ou de fluence.

La grandeur de sortie MCNP ou tally est fournie pour une particule émise. En spectrométrie γ, le tally principalement employé est le tally “f8”, correspondant au spectre des dépôts d'énergie dans le détecteur. Un extrait de fichier d'entrée MCNP (typique de la majorité des études réalisées) concernant les paramètres de sortie des calculs est présenté ci-après :

```
f8:p   2           “tally souhaité en sortie”
e8  0  2046i  0.21576    “échantillonnage en énergie”
ft8 GEB 0.0004554  0.0003984  0          “résolution en énergie”
```

L'objectif de cette paramétrisation est d'obtenir un résultat en sortie qui soit directement comparable aux mesures expérimentales ; c'est pourquoi les caractéristiques de la chaîne de détection influant sur la forme du spectre (étalonnage et résolution en énergie) sont prises en compte. Le tally f8 présenté ci-dessus enregistre les dépôts d'énergie dans la cellule 2 (qui correspond au cristal d'un détecteur) ; ces dépôts peuvent être classés par intervalles ou “bins” d'énergie en utilisant la carte (ou instruction MCNP) e8, permettant ainsi de reconstruire un spectre. Dans l'exemple présenté ci-dessus, les énergies minimale et maximale sont respectivement de 0 et de 215,76 keV, cet intervalle étant divisé en 2048 espaces (canaux).

Afin de simuler la résolution en énergie du détecteur et donc de s'approcher de la réalité expérimentale, il est possible d'intégrer l'option Gaussian Energy Broadening (GEB) dans le fichier d'entrée. Cette option, qui permet d'obtenir des pics gaussiens, nécessite la définition de trois coefficients a, b et c dans le fichier d'entrée qui caractérisent la résolution définie par la largeur à mi-hauteur des pics, $\mathrm{FWHM}(E) = a + b\sqrt{E + cE^2}$, où E est l'énergie exprimée en MeV. Ces coefficients sont fournis par le logiciel de spectrométrie γ GENIE-2000 lors de l'étalonnage en énergie du détecteur et valent pour ce cas : a = 0,0004554 MeV, b = 0,0003984 $MeV^{1/2}$, c = 0 MeV^{-1}.

La fonction GEB présente cependant l'inconvénient d'augmenter l'incertitude par canal en distribuant les impulsions sur plusieurs canaux et conduit donc à diminuer la précision statistique du calcul.

Si cette carte n'est pas utilisée, on obtiendra en sortie des pics discrets pour les pics photoélectriques caractéristiques des radionucléides considérés ; la précision du calcul sera ainsi nettement améliorée mais la comparaison du spectre calculé avec un spectre expérimental sera plus difficile.

Par la suite, les simulations avec l'option GEB seront utilisées pour la comparaison avec des spectres expérimentaux et les simulations sans GEB pour les comparaisons entre calculs.

Les simulations MCNPX réalisées au cours de la thèse ont été lancées sur des clusters de calcul. Le cluster ‘Bamako’ a été principalement utilisé. Il possède 26 nœuds biprocesseurs (Pentium 4 Xéon) avec une fréquence de 3,6 GHz.

1.3.5 Validation et voies d'amélioration

1.3.5.1 Validation

Les fonctionnalités de modélisation de la contamination interne, puis de simulation de la mesure *in vivo* et de calcul de dose ont été validées respectivement par deux thèses dédiées à OEDIPE [Pierrat, 2005 ; Chiavassa, 2005].

Concernant la simulation de l'anthroporadiamétrie dans OEDIPE, la thèse de N. Pierrat a mis en évidence les apports des fantômes numériques pour améliorer les étalonnages en anthroporadiamétrie.
La méthode de simulation a été tout d'abord validée par rapport aux mesures réalisées avec une installation réelle, le système de comptage basse énergie du Laboratoire d'Analyses Biologiques et Médicales (LABM) de Marcoule. Il a été démontré une très bonne concordance entre simulation et mesure (<10%) pour des énergies supérieures à 20 keV et une assez bonne concordance pour le plutonium pour lequel les écarts sont inférieurs à 20% [Pierrat *et al.*, 2005a].
Dans un second temps, une évaluation des incertitudes rencontrées en anthroporadiamétrie pulmonaire a été menée à l'aide d'OEDIPE sur différents paramètres, qu'ils soient liés au système de mesure, à l'étalonnage ou encore à la distribution hétérogène d'activité au sein des poumons lors d'une contamination réaliste. Les résultats des simulations numériques montrent que les incertitudes estimées par voie expérimentale lors d'une précédente thèse doivent être revues [Razafindralambo, 1995]. En effet, les incertitudes relatives au positionnement des détecteurs (15% par centimètre en moyenne à 17 keV) et aux variations morphologiques entre fantôme et personne (32% à 59 keV) ont été quasiment multipliées par un facteur 2 par rapport aux estimations expérimentales, la réévaluation la plus nette concernant l'influence sur la mesure d'une contamination par sources ponctuelles, faisant état d'un facteur supérieur à 7 à 17 keV entre l'estimation numérique et la précédente estimation (valeurs moyennes par approche numérique ou expérimentale : respectivement 240% et 33%) [Pierrat *et al.*, 2005b]. Il a également pu être démontré que pour toute la gamme d'énergie considérée, il existe peu de variations entre des contaminations inhomogènes et homogènes pulmonaires en effectuant la somme des contributions de chacun des détecteurs, dans le cas d'études réalisées sur primates non humains.
Dans le cadre de l'amélioration des incertitudes sur la mesure, de nouvelles équations bioparamétriques spécifiques de la géométrie de détection française et du fantôme physique Livermore ont été déterminées afin de mieux estimer l'épaisseur thoracique de la personne à mesurer et donc mieux choisir le fantôme d'étalonnage. Ces équations, développées sur la base de la bibliothèque de fantômes numériques préalablement réalisée, prédisent directement l'épaisseur de la plaque extrathoracique à rajouter au fantôme Livermore lors de l'étalonnage d'un système de comptage (plutonium et américium) composé de quatre détecteurs germanium ; elles sont désormais disponibles pour application dans les LABM [Pierrat *et al.*, 2005c].

L'intérêt des fantômes numériques et de la simulation Monte Carlo a enfin été mis en évidence pour l'étude de cas concrets et réalistes de contamination, que ce soit au niveau des poumons ou d'une blessure. Dans ce dernier cas, la technique a permis d'ajuster le niveau de la contamination présente dans un cas réel de blessure de la main et a permis d'améliorer la détermination de la géométrie de la source pour affiner le calcul dosimétrique.

1.3.5.2 Limites et voies d'amélioration

Cependant, si le réalisme apporté par l'introduction des fantômes numériques voxélisés a permis de réaliser un étalonnage personnalisé des systèmes de mesure *in vivo*, les géométries de sources restaient simples : homogènes dans le corps entier ou dans un tissu ou organe particulier, comme le poumon. Or, selon la biocinétique du radionucléide, sa distribution dans l'organisme est rarement uniforme dans le corps entier ou dans un tissu unique, et évolue entre l'incorporation et l'élimination. Ainsi, dans le cas d'une mesure du corps entier, la réponse du détecteur reflète une distribution plus ou moins hétérogène du radionucléide dans le corps ; et dans le cas de la mesure du thorax, les organes proches des poumons, comme les côtes ou le foie, peuvent contribuer à la mesure en plus de l'organe d'intérêt qu'est le poumon. Autrement dit, les coefficients d'étalonnage en efficacité dépendent de la distribution d'activité à laquelle sont exposés les détecteurs.

Deux auteurs ont quantifié l'influence de l'hétérogénéité de la contamination sur la mesure *in vivo* par simulation Monte Carlo à l'aide de fantômes numériques voxélisés pour un radionucléide distribué dans les régions d'intérêt.

A l'institut de radioprotection du Brésil, J. Hunt *et al.* ont calculé à l'aide de Visual Monte Carlo les coefficients d'étalonnage en efficacité pour des distributions biocinétiques prévues par les modèles de la CIPR à 5, 30, 120, 240 et 360 jours après une inhalation aiguë d'Am-241 modérément soluble. Le fantôme numérique Zubal a été utilisé en distinguant quatre régions principales : les poumons, le squelette, le foie et le reste des tissus. Les calculs ont été réalisés avec un modèle de détecteur germanium placé successivement au contact du thorax puis du genou. Les coefficients d'étalonnage en efficacité ont également été calculés en considérant une contamination uniquement localisée soit dans les poumons soit dans le squelette. Avec l'étalonnage classique, l'activité dans le squelette est surestimée d'un facteur 2,5 à 5 jours puis de 30% un mois après. Pour les poumons, l'activité est surestimée de 10% à 5 jours et d'un facteur 2,7 un an après [Hunt *et al.*, 2003].

Au LEDI, de Carlan *et al.* ont étudié l'influence de la distribution d'activité sur la réponse de détecteurs *in vivo* suite à l'ingestion de Cs-137 soluble ou de Co-60 insoluble. La réponse des détecteurs en géométrie corps entier a été simulée avec les distributions d'activité prévues par le modèle biocinétique dans le fantôme Zubal 1 jour, 3 jours et 1 an après l'incorporation. Des simulations ont également été réalisées en supposant l'activité répartie de façon homogène dans le corps entier. Ces simulations correspondant à un étalonnage classique ont été comparées à celles

prenant en compte la biocinétique. Des écarts allant jusqu'à un facteur trois ont été mis en évidence selon que la biocinétique était modélisée ou non [de Carlan *et al.*, 2006].

Ces deux études ont démontré le potentiel et la nécessité de la simulation Monte Carlo associée aux fantômes numériques voxélisés pour quantifier l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*. Mais les distributions d'activité étant décrites manuellement dans le fichier d'entrée Monte Carlo, cette méthode non automatique ne permettait pas de faire un nombre important de calculs et ces travaux se sont toutefois limités à l'étude de quelques cas de distributions.

Afin d'améliorer encore les méthodes d'étalonnage, l'objectif de cette thèse est de prendre en compte systématiquement et automatiquement la biocinétique dans la simulation afin de quantifier son influence sur la mesure *in vivo* quels que soient la géométrie de mesure, le radionucléide et les paramètres d'exposition. Pour cela, de nouvelles fonctionnalités dans le logiciel OEDIPE ont été développées puis validées afin de modéliser la source nécessaire sous forme d'une distribution d'activité réaliste répartie entre les organes conformément aux modèles biocinétiques de la CIPR.
Ensuite, de nouvelles méthodes ont été développées, mises en œuvre et validées pour quantifier l'influence de la biocinétique à partir des résultats des simulations. Enfin, ces nouveaux outils ont été appliqués à l'installation de mesure *in vivo* du Secteurs Analyses Médicales de AREVA NC La Hague pour permettre la prise en compte de la biocinétique dans l'analyse des mesures réalisées sur cette installation pour des cas réels de contamination.

54

CHAPITRE 2 Développement et validation des outils

Une des difficultés rencontrées lors de la modélisation d'une mesure *in vivo* est de représenter la géométrie de la source. Si la précédente version d'OEDIPE permettait déjà de modéliser correctement des géométries de source comprenant un seul radionucléide localisé dans un organe ou tissu particulier, elle était cependant limitée pour la modélisation d'une contamination formée d'un mélange de radionucléides distribué dans plusieurs organes. Après la description du principe d'OEDIPE et de son état d'avancement avant les travaux de cette thèse, la deuxième partie de ce chapitre doit décrire les nouveaux modules développés pour permettre la définition de sources hétérogènes en composition et en répartition ainsi que l'importation automatique de distributions d'activité dérivées de modèles biocinétiques. Afin de reproduire plus fidèlement l'atténuation des photons par le thorax en comptage pulmonaire, un programme a été développé pour ajuster l'épaisseur thoracique d'un fantôme voxélisé à celle de la personne mesurée. Enfin, des outils de réduction de variance ont étés développés pour optimiser le compromis entre le temps et l'incertitude statistique du calcul Monte Carlo.

2.1 Amélioration de la modélisation de la mesure anthroporadiamétrique dans OEDIPE

2.1.1 Modélisation de la source à partir des distributions biocinétiques

Des développements ont été réalisés dans et en parallèle du logiciel OEDIPE pour prendre en compte des données biocinétiques dans la modélisation de la source, afin de simuler l'évolution temporelle de la localisation de la contamination selon les prévisions des modèles biocinétiques de la CIPR.

Le travail s'est déroulé en trois étapes principales :

- Dans la première, une interface de création de sources hétérogènes en composition isotopique et en répartition dans le corps a été ajoutée à OEDIPE. Ceci a nécessité la modification de l'algorithme de création du fichier d'entrée MCNPX, la version précédente n'étant pas adaptée à la description de sources hétérogènes.
- La seconde étape a consisté à créer une interface entre un code de calcul biocinétique externe et OEDIPE afin d'obtenir les rétentions d'activité dans les compartiments définis par la CIPR puis de les associer aux organes segmentés du fantôme voxélisé et d'en donner une représentation graphique interactive.
- Enfin, les nouveaux développements ont été validés par la création de fantômes-sources représentant la localisation des points-sources simulés.

2.1.1.1 Interface de création de sources hétérogènes

La modélisation de la géométrie de la source à partir des distributions d'activité biocinétiques nécessite d'attribuer une activité à chaque organe-source du fantôme voxélisé. Or, il n'était possible jusqu'ici de définir dans OEDIPE qu'un unique organe-source pour la simulation des mesures *in vivo*. Une nouvelle interface, présentée en figure, a donc été développée pour créer interactivement une source hétérogène en répartition et en composition. L'utilisateur peut y définir les activités de chaque radionucléide dans chaque organe-source, ou importer la distribution d'activité issue d'un calcul biocinétique et l'attribuer automatiquement aux organes du fantôme voxélisé.

Cette interface est accessible via un bouton dédié ajouté à l'onglet « Source » d'OEDIPE. Elle permet à l'utilisateur de distribuer l'activité d'un ou plusieurs radionucléides dans :

(a) un ou plusieurs organes
(b) un ou plusieurs organes, avec le reste de l'activité répartie dans les autres organes en proportion de leur volume ou de leur masse,
(c) le corps entier avec une distribution proportionnelle au volume ou à la masse des organes ; il est alors possible d'ajouter une activité supplémentaire dans certains organes,
(d) le corps entier selon la distribution dérivée d'un calcul biocinétique.

Chaque organe est contaminé de façon homogène.

Deux fichiers texte sont créés automatiquement lors de la définition de la distribution de l'activité, afin de contrôler les données utilisées et le résultat des calculs effectués en vue de l'écriture du fichier d'entrée au code MCNPX. L'utilisateur les enregistre sous le nom de son choix. Ils ont été utilisés pour la validation de l'interface.

Le premier fichier contient des informations relatives au fantôme voxélisé choisi : son nom, ses dimensions et résolutions dans les trois directions de l'espace, le volume d'un voxel, la liste des organes présents avec leur densité, leur volume en nombre de voxels et en cm^3 et leur masse en g.

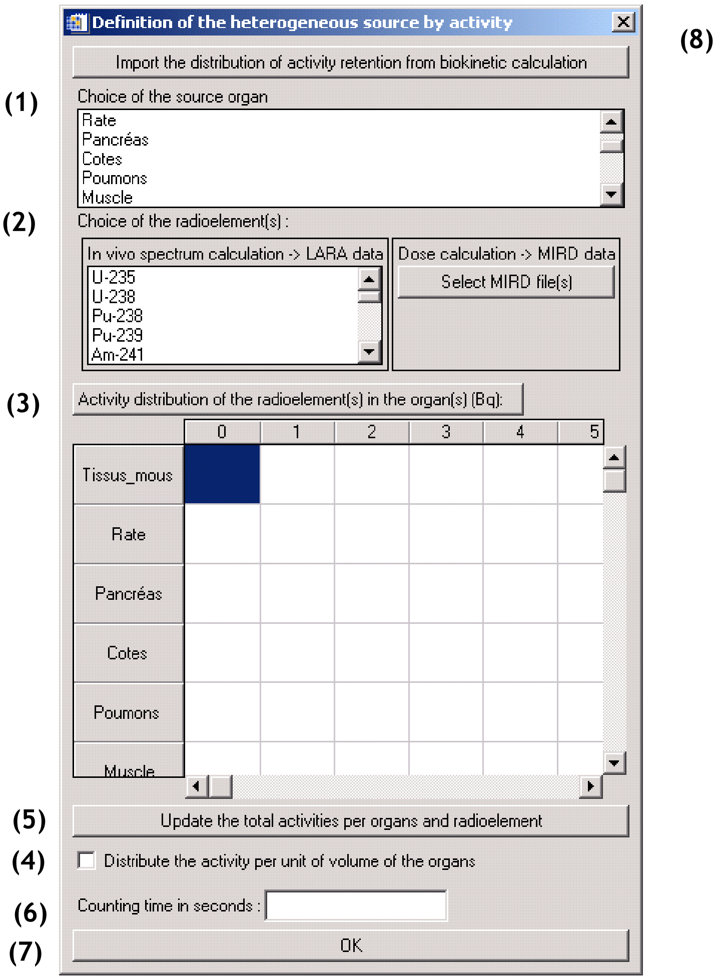


Figure 2-1 : Interface de création de sources hétérogènes en répartition et en composition.

Pour les sources de type (a), (b) et (c), la distribution d'activité est à spécifier dans un tableau à double entrée qui se met à jour selon les organes-sources (1) et les radionucléides (2) sélectionnés. Il est accessible, une fois ces choix réalisés, par le bouton (3). L'activité attribuée aux « autres tissus » en (b) ou au corps entier en (d) est répartie par défaut proportionnellement à la masse de chaque organe. L'utilisateur peut choisir de la répartir proportionnellement au volume des organes en cochant la case (4). Le bouton (5) permet de vérifier que la saisie des données a bien été prise en compte et de calculer les activités totales. Enfin, l'utilisateur entre le temps de comptage en secondes (6) avant de valider les données saisies par le bouton « OK » (7). Alternativement, l'utilisateur peut importer directement dans cette interface la distribution d'activité d'un radionucléide dérivée d'un calcul biocinétique. Cette distribution est préalablement déterminée pour le fantôme voxélisé à l'étude grâce à un module d'interface décrit en 1.3. Elle est stockée dans un fichier texte et est accessible via le bouton (8) qui déclenche l'ouverture de l'explorateur.

Le second fichier indique le ou les radionucléides contaminants, leur distribution d'activité ainsi que les données nécessaires aux calculs. En face de chaque organe, figurent le volume et la fraction volumique, la masse et la fraction massique, puis la distribution d'activité qui va être utilisée pour le calcul des distributions du fichier d'entrée Monte Carlo. Une activité distribuée entre les « autres

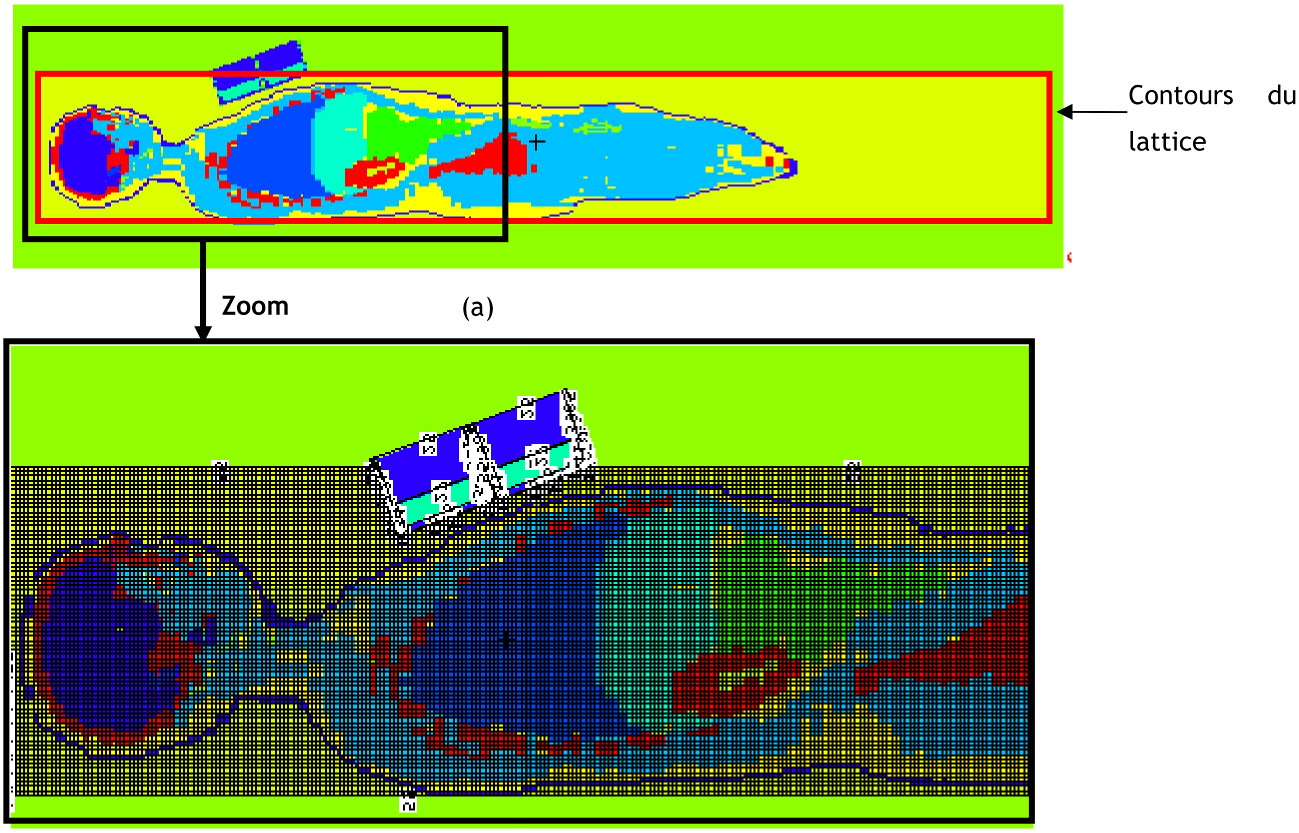
tissus » (b) peut l'être soit par unité de masse, soit par unité de volume des organes concernés. La fraction massique (respectivement volumique) est alors calculée uniquement pour les « autres tissus » et un zéro est inscrit dans la colonne « Fraction massique » (respectivement volumique) pour les organes dont l'activité est fixée par l'utilisateur.
Ces données sont écrites en colonnes et séparées par un point virgule afin de pouvoir importer chaque fichier dans Excel (Microsoft, USA) sous forme d'un tableau. Les données sont ainsi facilement lisibles et les fonctionnalités d'Excel permettent de vérifier les données utilisées et les calculs réalisés lors de la création de la source.

2.1.1.2 Réécriture de l'algorithme de création du fichier d'entrée au code de calcul MCNPX

Cependant, pour décrire cette distribution de source complexe, de nombreuses modifications ont dû être apportées à l'algorithme de création du fichier d'entrée MCNPX. L'ancien format de description de la géométrie du fantôme (« voxel coupling ») [Franck *et al.*, 2001] a été remplacé par une nouvelle description plus efficace et plus commode (« lattice »), cette approche ayant été developpée et ayant montré son intérêt pour la partie calcul de dose d'OEDIPE [Aubineau-Laniece *et al.*, 2005a, 2005b ; Chiavassa, 2005]. De plus, une nouvelle méthode, uniquement lisible par MCNPX, a été introduite pour spécifier les sources hétérogènes dans le fichier d'entrée au code de calcul. Après la définition de la source et la sélection du détecteur, l'utilisateur lance la création automatique du fichier d'entrée au code de calcul Monte-Carlo à l'aide du bouton « MCNP format structures répétées » ajouté à cette occasion.

2.1.1.2.1 Géométrie et écriture du fantôme voxélisé

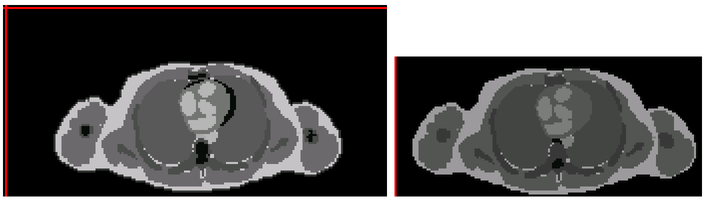
Le fantôme numérique voxélisé est décrit dans le fichier d'entrée au code MCNPX en géométrie « lattice ». Il s'agit d'un maillage de géométrie cartésienne dont la taille et la résolution dans les trois directions de l'espace sont déterminées par celles des images médicales utilisées. Chaque maille est repérée par les indices i, j et k. Ce maillage est rempli à l'aide d' « univers ». Chaque univers contient deux cellules correspondant respectivement à l'extérieur et à l'intérieur d'un voxel contenant un tissu de densité donnée. De telles cellules sont définies pour chaque tissu du fantôme. Il suffit ensuite pour remplir le lattice d'utiliser le numéro des univers pour indiquer ce que contiennent ses éléments de position [i, j, k] en faisant varier i puis j puis k. Souvent le maillage comporte une succession d'éléments associés au même univers. Pour éviter de répéter l'écriture du même numéro d'univers consécutivement, un format d'écriture condensée nommée structures répétées est employé. Si un univers se répète n fois, il est spécifié une seule fois puis suivi de « nR » pour répéter n fois ce même motif.



(b)

Figure 2-2 : Visualisations par le traceur MCNPX du fantôme Zubal en géométrie lattice (a) vue entière en coupe sagittale, (b) zoom sur la partie supérieure de la coupe pour visualiser les mailles du lattice.

Par ailleurs, la technique d'échantillonnage des sources décrite dans le paragraphe ci-dessous repose sur une méthode de réjection nécessitant une série de tirages aléatoires dans tout le volume du fantôme numérique voxélisé. Le fantôme, issu d'images médicales, comprend le corps lui-même mais aussi un volume d'air environnant. Or aucun point-source n'est à positionner dans l'air. Tout tirage aléatoire dans le volume d'air serait donc rejeté et constituerait une perte de temps de calcul. Afin d'augmenter l'efficacité du tirage aléatoire, un algorithme a été implémenté dans la création de la géométrie du fantôme pour supprimer les volumes d'air inutiles. A partir de chaque face du parallélépipède contenant le fantôme, l'algorithme supprime par itérations successives les couches uniquement constituées de voxels d'air.



(a) (b)

Figure 2-3 : Coupes axiales du fantôme Zubal (a) taille des images médicales d'origine, (b) taille après l'élimination des couches d'air inutiles.

2.1.1.2.2 Ecriture de la distribution de la source dans le fichier d'entrée au code MCNPX

La géométrie « lattice » a également été choisie pour décrire plus facilement la distribution de la source dans les fantômes numériques voxélisés. La distribution d'activité des radionucléides dans les différents tissus est définie dans le fichier d'entrée MCNPX sous la forme de distributions de probabilités successives définissant l'échantillonnage de la source. La position du point source est tout d'abord échantillonnée uniformément dans le volume d'un voxel de dimensions dx, dy et dz. Ensuite, le voxel où se trouve le point source est déterminé par une méthode de réjection : pour chaque organe-source, un tirage uniforme est réalisé parmi les voxels du fantôme ; le voxel tiré aléatoirement est rejeté s'il n'appartient pas à l'organe considéré. Le tirage continue tant que la fraction de particules-sources devant être émise depuis cet organe, spécifiée par une probabilité associée à l'organe n'est pas atteinte. Cette fraction correspond au nombre de photons émis par seconde par l'ensemble des radionucléides retenus dans l'organe, normalisé par le nombre d'histoires stochastiques du calcul Monte Carlo, spécifié par NPS dans MCNPX. Le nombre de photons émis par seconde par l'ensemble des radionucléides retenus dans l'organe est calculé ainsi :

Formule 2-1 : $$\sum_{radionucl\acute{e}ides\,(r)} A_{o,r}\left(\sum_{raies\,(i)} I_{r_i}\right)$$

Où $A_{o,r}$ est l'activité du radionucléide r dans l'organe o,

et I_{r_i} est la probabilité d'émission de la raie i pour le radionucléide r.

Cette somme est éventuellement multipliée par la fraction volumique ou massique de l'organe selon la géométrie de source définie par l'utilisateur.

Ensuite, la distribution des radionucléides dans chaque organe est décrite. Il s'agit de la contribution du radionucléide r à l'émission de photons totale de photons dans l'organe o. Elle est calculée par :

Formule 2-2 : $$A_{o,r}\left(\sum_{raies\,(i)} I_{r_i}\right)$$

Enfin, la distribution en énergie des raies de chaque radionucléide est décrite. A chaque énergie est associée la probabilité d'émission I_{r_i} .

Par ailleurs, le résultat du code MCNPX est normalisé au nombre NPS de particules-sources simulées, nommées histoires stochastiques. Afin de simuler le spectre qu'on obtiendrait dans les conditions de mesure, le poids WGT de la source est spécifié. Il correspond à l'ensemble des photons émis pendant le temps de comptage T_c et est calculé par :

Formule 2-3 : $$WGT = T_c * \sum_{organes(o)} \left(\sum_{radionucléides(r)} A_{o,r} \left(\sum_{raies(i)} I_{r_i} \right) \right)$$

La description de la source est donc constituée d'une succession de distributions de probabilités correspondant au nombre de photons par seconde impliqués à chaque étape. Le format d'écriture en colonnes a été choisi pour écrire l'ensemble de ces distributions, précédées du symbole #.

2.1.1.2.3 Structure du code

Enfin, les étapes de création du fichier d'entrée MCNPX ont été séparées dans le code d'OEDIPE afin de faciliter les développements ultérieurs. Un programme spécifique est destiné à chaque étape :

- écriture du fantôme voxélisé en géométrie lattice,
- saisie de la source,
- écriture de la source au nouveau format,
- écriture de la géométrie des détecteurs. Cette partie a également été réécrite en parallèle au laboratoire. Auparavant, la géométrie des détecteurs devait être inscrite directement dans le code. A présent, elle est facilement importée depuis les fichiers d'entrée au format MCNPX codant chaque système de détection.

2.1.1.3 Module d'interface entre un code de calcul biocinétique et OEDIPE

Ce module a été développé pour modéliser dans OEDIPE la source d'activité suivant des modèles biocinétiques. Il calcule, à partir des conditions d'exposition (nature du radionucléide, activité incorporée, voie d'entrée, caractéristiques physico-chimiques…), les rétentions d'activité, en fonction du temps, dans les différents organes segmentés du fantôme numérique voxélisé. Des interfaces ont donc été développées pour permettre de :

- créer le fichier d'entrée au code de calcul biocinétique DCAL (Dose and risk Calculation, Oak Ridge National Laboratory, Etats-Unis [Eckerman *et al.*, 2001]) définissant les conditions d'exposition et lancer le calcul,
- mettre en correspondance les compartiments du modèle biocinétique avec les organes segmentés du fantôme,
- calculer les activités dans les organes du fantôme voxélisé en fonction du temps, à partir du fichier de sortie du calcul biocinétique et de la correspondance entre compartiments du modèle et

organes du fantôme. Cette interface donne également une représentation graphique conviviale de l'évolution de la contamination et crée un fichier d'entrée pour OEDIPE.

2.1.1.3.1 Interface de définition des conditions d'exposition et d'exécution interactive de DCAL

Cette interface présentée en
Figure 2-4 permet à l'utilisateur de définir interactivement les conditions d'exposition du cas de contamination. Dans un premier temps, cette interface a été associée au logiciel de calcul biocinétique DCAL, qui fournit ses résultats dans un format ASCII commode à exploiter et qui est utilisé au laboratoire. Mais cette interface pourra ultérieurement être reliée à un autre logiciel de calcul. Le programme développé pour gérer les entrées de l'utilisateur les convertit en un fichier d'entrée spécifique à DCAL et le lance automatiquement avec ce fichier. Les rétentions calculées sont enregistrées au niveau du sous-dossier Work de DCAL dans le fichier d'extension .ACT. Ce fichier est ensuite traité pour n'en extraire que les données utiles à OEDIPE.

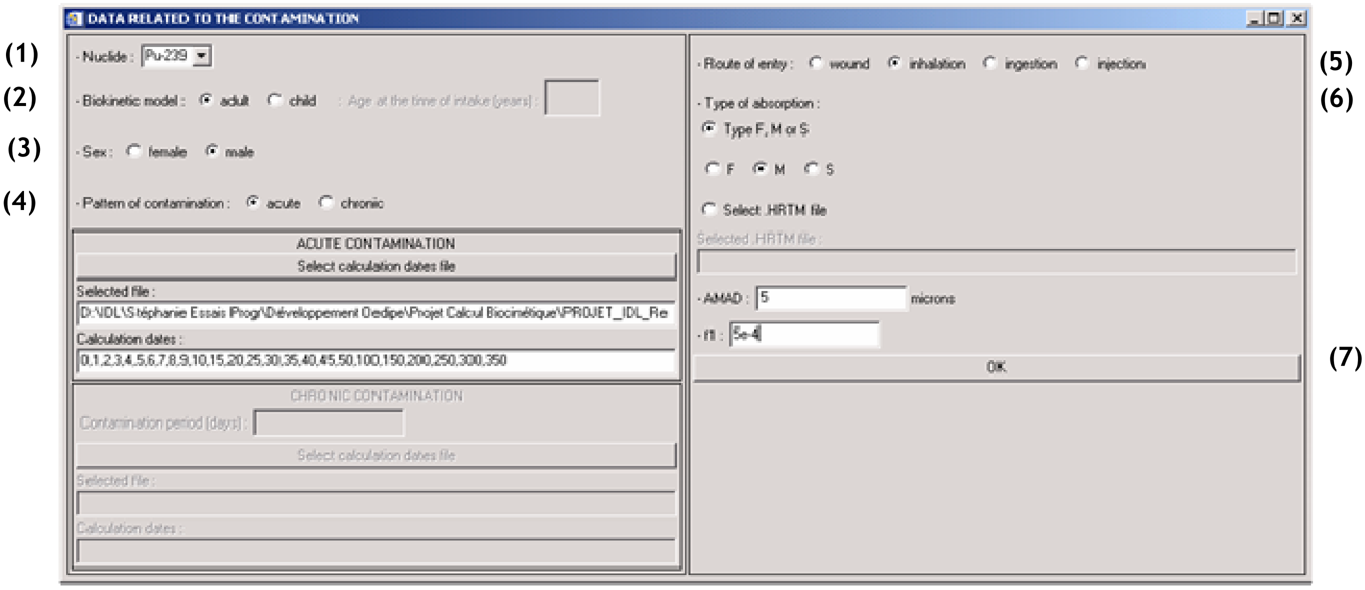


Figure 2-4 : Interface de définition des conditions de contamination et d'exécution du code de calcul DCAL : le radionucléide contaminant (1), le modèle biocinétique à appliquer (2), le genre de la personne contaminée (3), le rythme de contamination (4), la voie d'entrée (5) et les paramètres physico-chimiques selon la voie d'entrée (6).

2.1.1.3.2 Interface de mise en correspondance des compartiments du modèle biocinétique avec les organes du fantôme numérique voxélisé

Les codes de calcul biocinétique prévoient les rétentions dans les compartiments de modèles qui n'ont pas forcément une correspondance anatomique directe. Il est donc indispensable de mettre en correspondance les compartiments avec les organes. Une interface a été développée pour ce faire (Figure 2-5). L'utilisateur sélectionne deux fichiers textes : l'un contient la liste des compartiments du modèle et l'autre, celle des organes du fantôme. Grâce à la drop-liste (1) et au bouton (2), l'utilisateur associe à chaque compartiment du modèle de la colonne de gauche, un organe dans la colonne de droite. La saisie est enregistrée dans un fichier où les correspondances sont regroupées.

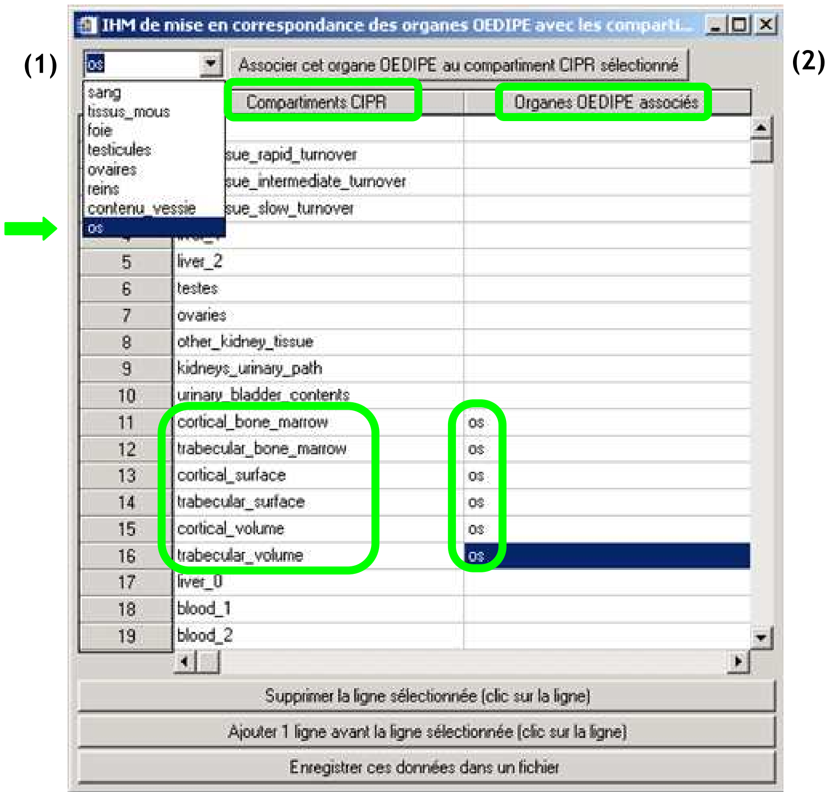


Figure 2-5 : Interface permettant d'associer à chaque compartiment du modèle biocinétique un organe du fantôme segmenté.

2.1.1.3.3 Interface de calcul des distributions d'activités dans les organes

Cette interface utilise deux fichiers d'entrée contenant :

- les fractions d'activité dans les compartiments du modèle biocinétique en fonction du temps,

- la correspondance entre les compartiments du modèle et les organes du fantôme.

L'utilisateur doit également spécifier le radionucléide contaminant ainsi que l'activité totale incorporée, les résultats du code DCAL étant exprimés pour 1 Bq d'activité incorporée. A partir des deux fichiers et de ces informations, le programme calcule les rétentions d'activité dans les organes du fantôme voxélisé en fonction du temps après l'incorporation ainsi que la rétention totale, et affiche une interface (Figure 2-6). Celle-ci contient la représentation graphique des rétentions en fonction du temps et des outils pour modifier la visualisation du graphe :

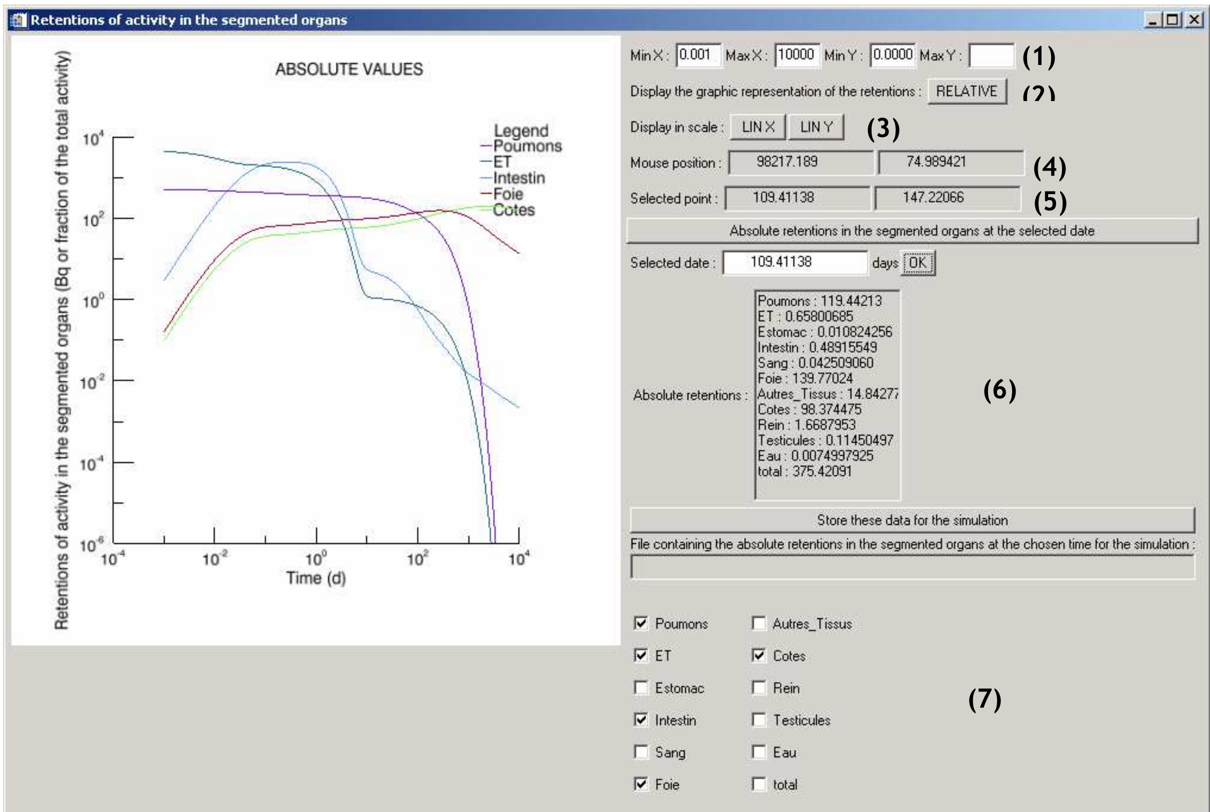


Figure 2-6 : Interface de visualisation de l'évolution des rétentions d'activité dans les organes du fantôme, permettant de choisir les dates pour lesquelles une simulation de mesure va être réalisée.

- (1) sélection des minimums et maximums des axes des abscisses et ordonnées,

- (2) affichage des rétentions en valeurs absolues ou relatives,

- (3) affichage en échelle LIN/LIN, LIN/LOG, LOG/LIN ou LOG/LOG,

- (4) affichage des coordonnées de la position de la souris sur le graphe,

- (5) sélection d'une date par un clic sur le graphe pour faire afficher sur l'interface la distribution d'activité associée,

- (6) enregistrement de la distribution sélectionnée dans un fichier d'entrée

- (7) sélection des courbes de rétention à afficher.

Le fichier d'entrée contenant la distribution d'activité sélectionnée est prêt à être importé dans la nouvelle interface de création des sources d'OEDIPE décrite au paragraphe précédent. Ainsi, l'utilisateur peut obtenir la distribution d'activité à la date qui correspond à celle d'une mesure

réelle ou une autre distribution d'intérêt particulier. En tous les cas, le programme génère automatiquement un fichier d'entrée de distribution d'activité pour le code OEDIPE pour chaque date de calcul fournie par DCAL. Il suffit ensuite d'importer la distribution d'activité dans OEDIPE (Figure 2-7) via l'interface de création des sources hétérogènes grâce au bouton dédié pour sélectionner le fichier associé. Les organes-sources et le radionucléide contaminant sont automatiquement sélectionnés et la distribution d'activité est automatiquement éditée dans le tableau dédié (Figure 2-7). Les deux fichiers de contrôle des données sont également créés.

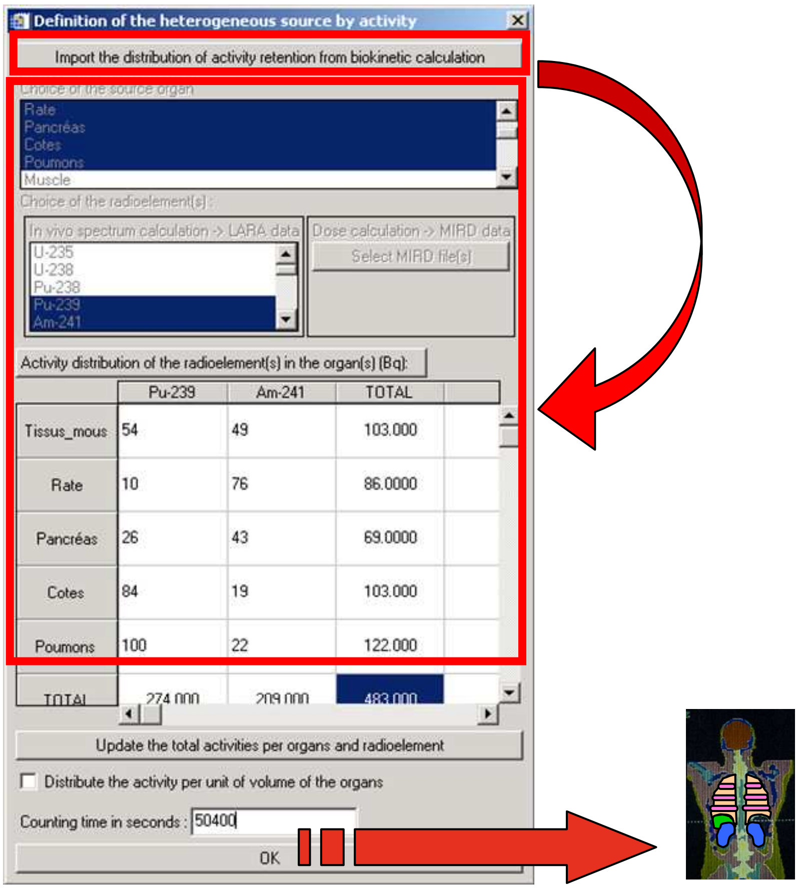


Figure 2-7 : Création automatique de la source à partir des distributions d'activité dérivées du calcul biocinétique et importées dans OEDIPE.

2.1.1.4 Programme pour la création de fantômes-sources et la validation

Une validation des modifications introduites dans le code d'OEDIPE a été réalisée par la création de fantômes sources. Un fantôme source est constitué par l'ensemble des points à partir desquels le code MCNPX a effectivement simulé l'émission d'une particule. Pour le créer, ces points sources sont enregistrés au cours du calcul MCNPX en utilisant la carte DBCN. Un programme a été implémenté pour transformer ensuite l'ensemble des positions des points en un fantôme numérique lisible par OEDIPE et fournissant la proportion de simulations de la transformation nucléaire de chaque radionucléide dans chaque organe. Des fantômes sources ont ainsi été réalisés pour

contrôler la répartition de l'activité effectivement simulée par le code MCNPX à partir des instructions données au niveau de l'interface de création de source.

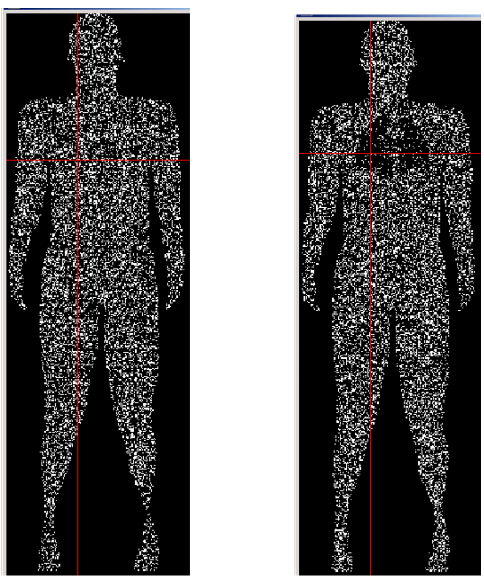
Le code MCNPX a évolué en parallèle et permet depuis la version MCNPX_2.6a de représenter les sources grâce à un nouveau tally, nommé MESH tally de type 2, enregistré dans un fichier de sortie nommé MCTAL. Les fantômes-sources peuvent ainsi être générés directement par cet outil pour un contrôle qualitatif de la distribution de sources. Enfin, le contrôle quantitatif de la modélisation des distributions peut être basé sur des informations contenues dans le fichier de sortie de MCNPX et affichées à la demande de l'utilisateur avec la table 170.

2.1.2 Validation du mode manuel de création des sources hétérogènes et de l'importation de distributions biocinétiques

2.1.2.1 Validation de l'interface de création de sources hétérogènes

La nouvelle interface de création de sources hétérogènes en composition et en répartition a été validée qualitativement et quantitativement à l'aide du programme de création de fantômes-sources explicité en 2.1.1.4.

La Figure 2-8 montre par exemple qu'une répartition de l'activité par unité de masse met en évidence les poumons. En effet, leur densité est beaucoup plus faible (environ 0,3) que celle des autres tissus (de l'ordre de 1 ou supérieure). En revanche, une répartition homogène de l'activité par unité de volume produit effectivement une distribution régulière des points sources dans l'ensemble du volume du fantôme.



(a) (b)

Figure 2-8 : Visualisation de fantômes sources créés à partir d'une répartition homogène de l'activité dans le corps entier du fantôme Zubal par unité de volume (a) et par unité de masse (b).

Une validation quantitative de la création d'une distribution de source a été réalisée par la comparaison des proportions de simulations de la transformation nucléaire de chaque radionucléide dans chaque organe. Pour cette validation, deux radionucléides sont distribués dans le fantôme numérique voxélisé à l'aide d'OEDIPE : 1000 Bq de Cs-137 sont répartis dans tous les organes du corps en proportion de leur masse et 2000 Bq de Co-60 sont répartis à raison de 5 % de l'activité totale dans le foie et de 95% distribués proportionnellement à la masse des autres organes (Figure 2-9).

	Cs-137	Co-60
Foie	0	63.5
Corps_Entier	1000	1936.5
TOTAL	1000.00	2000.00

Figure 2-9 : Distribution d'activité hétérogène en composition et en répartition définie par l'utilisateur pour la validation de l'outil. Corps entier : activité à répartir dans tous les organes en proportion de leur masse. Foie : activité à ajouter dans l'organe spécifié.

A partir de la répartition définie Figure 2-9, l'activité présente dans chaque organe pour chaque radionucléide est calculée par OEDIPE sur la base des densités des tissus. Ces valeurs (Tableau 2-1) ont été validées par un calcul indépendant à partir des fichiers créés pour contrôler les données et les distributions calculées lors de la création de la source.

Ensuite, OEDIPE calcule les distributions à inscrire dans le fichier d'entrée au code de calcul MCNPX pour définir la source. Elles sont obtenues en multipliant chaque activité par l'intensité des raies d'émission énergétique du radionucléide considéré et en normalisant les valeurs à partir des Formule 2-1 et Formule 2-3. Le résultat du calcul a été vérifié.
Ces distributions sont réécrites dans le tableau 170 du fichier de sortie du calcul MCNPX. Elles sont reproduites dans la colonne 'Valeur attendue' du tableau et comparées aux distributions effectivement échantillonnées au cours du calcul (colonne 'Valeur échantillonnée'). Le rapport 'Attendue/Echantillonnée' est égal à 1 pour presque tous les organes et s'en écarte de moins de 2% pour les voies respiratoires extrathoraciques, l'estomac et le pancréas.

Les mêmes contrôles ont été réalisés pour vérifier la proportion des photons émis par le Cs-137 et le Co-60 à l'intérieur de chaque organe. Les rapports 'Attendue/Echantillonnée' sont tous très proches de 1. Ces contrôles permettent donc d'affirmer que les distributions effectivement générées au cours du calcul Monte-Carlo reproduisent fidèlement la source hétérogène en répartition et en composition définie par l'utilisateur.

Organes ou Tissus	**Cs-137**	**Co-60**
Autres tissus mous	110	220
Rate	3,5	6,7
Pancréas	0,5	0,9
Os	150	280
Poumons	9,5	19
Muscle	460	900
Foie	18	99
Intestin	30	58
Sang	13	25
Contenu vessie	3,9	7,5
Tissu adipeux	190	370
Testicules	0,9	1,8
Estomac	3,1	6,0
Rein	4,7	9,1
ET	0,9	1,7
Total	1000	2000

Tableau 2-1 : Distribution d’activité calculée par OEDIPE à partir de la source définie par l’utilisateur (Bq). ET : voies respiratoires extra-thoracique.

Organes	Valeur attendue	Valeur échantillonnée	Attendue / Echantillonnée
Autres tissus mous	$1,09.10^{-1}$	$1,09.10^{-1}$	**1,00**
Rate	$3,39.10^{-3}$	$3,38.10^{-3}$	**1,00**
Pancréas	$4,68.10^{-4}$	$4,72.10^{-4}$	**0,99**
Os	$1,43.10^{-1}$	$1,43.10^{-1}$	**1,00**
Poumons	$9,27.10^{-3}$	$9,29.10^{-3}$	**1,00**
Muscle	$4,52.10^{-1}$	$4,52.10^{-1}$	**1,00**
Foie	$4,36.10^{-2}$	$4,36.10^{-2}$	**1,00**
Intestin	$2,91.10^{-2}$	$2,91.10^{-2}$	**1,00**
Sang	$1,28.10^{-2}$	$1,28.10^{-2}$	**1,00**
Contenu vessie	$3,78.10^{-3}$	$3,78.10^{-3}$	**1,00**
Tissu adipeux	$1,84.10^{-1}$	$1,84.10^{-1}$	**1,00**
Testicules	$8,84.10^{-4}$	$8,82.10^{-4}$	**1,00**
Estomac	$3,05.10^{-3}$	$3,03.10^{-3}$	**1,01**
Rein	$4,60.10^{-3}$	$4,58.10^{-3}$	**1,00**
ET	$8,51.10^{-4}$	$8,36.10^{-4}$	**1,02**

Tableau 2-2 : Comparaison de la distribution échantillonnée au cours du calcul Monte-Carlo avec celle attendue par l'utilisateur. ET, voies respiratoires extra-thoraciques.

2.1.2.2 Validation de l'importation des distributions biocinétiques dans l'interface de création de sources

L'importation des distributions dérivées du calcul biocinétique par le code DCAL pour la création de la source dans OEDIPE a été également validée [Lamart *et al.*, 2007] en vérifiant que le radionucléide contaminant et les organes-sources sélectionnés dans l'interface correspondent aux données affichées dans le fichier d'entrée ainsi que pour les valeurs de la distribution importée. Le

contrôle du calcul des distributions définissant la source dans le fichier d'entrée au code MCNPX repose sur les mêmes formules que dans le cas précédent déjà validé.

La création des fantômes-sources fournit de plus une vérification qualitative immédiate du modèle de source. La simple observation de l'évolution avec le temps de la distribution sur ces fantômes montre si elle est conforme aux prévisions du modèle biocinétique. Par exemple, les fantômes-sources correspondant à un cas de contamination modélisé dans le fantôme Zubal suite à une inhalation aiguë d'un aérosol d'Am-241 d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption M sont représentés Figure 2-10. Un jour après l'incorporation, l'essentiel de l'activité est retenue dans les tissus spécifiques de la voie d'entrée : la région extra thoracique du tractus respiratoire et le tractus gastro-intestinal. A 10 jours, les poumons retiennent la plupart de l'activité. Après 100 jours, l'épuration des poumons est significative ; la concentration d'activité la plus grande est à présent dans le foie et le radionucléide commence à s'accumuler dans le second organe cible majeur de l'américium, le squelette. A partir de 1000 jours, il n'y a plus aucune activité présente dans les poumons et le radionucléide est essentiellement retenu dans le foie et le squelette.

Ainsi, les développements présentés et validés dans les parties 1 et 2 ont apporté de nouvelles fonctionnalités à OEDIPE. La source d'activité peut à présent être modélisée de façon plus réaliste, à partir des distributions biocinétiques prévues par les modèles de la CIPR. Néanmoins ces fonctionnalités nécessitent l'utilisation d'un fantôme numérique voxélisé issu d'images médicales du corps entier de la personne, qui sont rarement disponibles. A défaut, un fantôme voxélisé de morphologie proche de la personne mesurée sera utilisé. Mais, si la distribution d'activité du radionucléide influence le résultat de la mesure *in vivo*, l'épaisseur thoracique de la personne est un paramètre tout aussi important, en raison de l'atténuation des photons en mesure pulmonaire des émetteurs de basse énergie. Par conséquent, il est souhaitable d'améliorer la correspondance entre le modèle et la personne pour ne pas perdre à cause de l'atténuation le réalisme apporté par la biocinétique. Pour cela, un programme a été développé afin d'ajuster l'épaisseur thoracique du fantôme voxélisé.

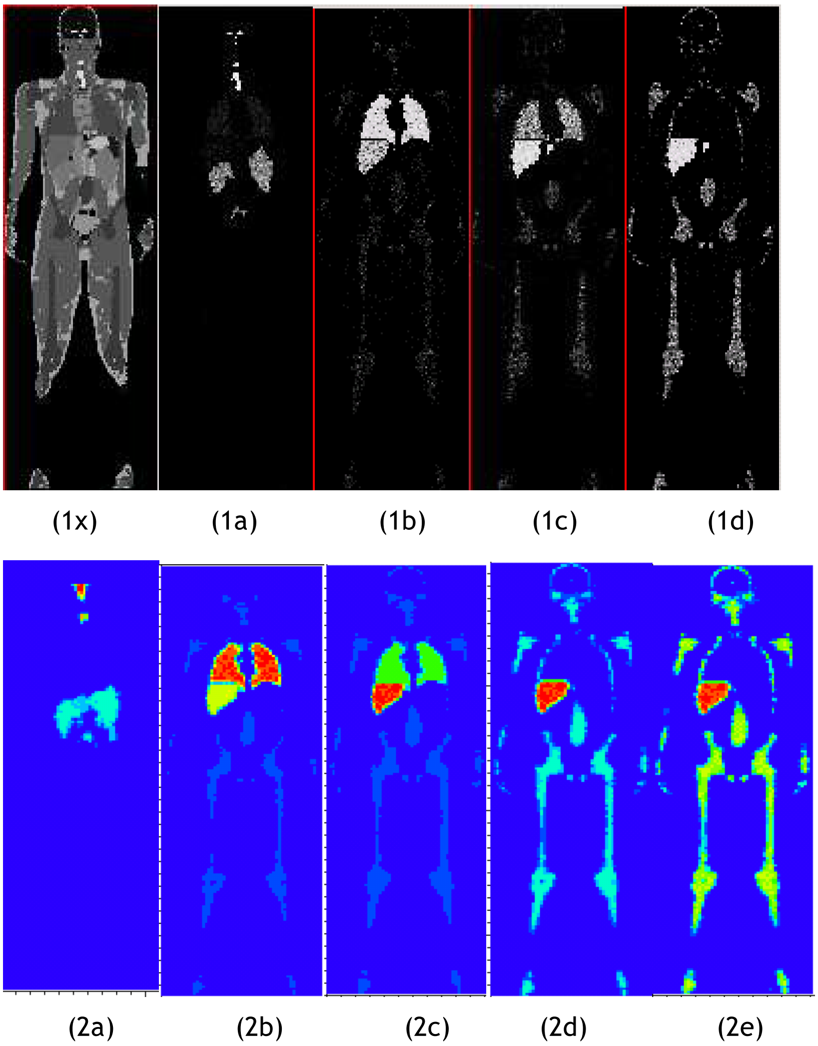


Figure 2-10 : Coupes frontales des fantômes-sources créés à partir du programme (1) et obtenus à partir du MCTAL (2) pour la distribution d'activité modélisée (a) 1 jour, (b) 10, (c) 100, (d) 1000 et (e) 2000 jours après inhalation d' Am-241 (AMAD = 5 µm, type M). (1x) Segmentation des organes du fantôme.

2.1.3 Programme permettant de simuler différentes épaisseurs thoraciques à partir d'un seul fantôme numérique

En mesure pulmonaire, l'épaisseur thoracique doit être prise en considération du fait de l'atténuation des photons de basse énergie. Une procédure a été développée pour permettre la spécification d'une épaisseur thoracique variable à partir d'un fantôme voxélisé de référence, à l'image des plaques thoraciques que l'on ajoute sur le fantôme physique Livermore. Cette procédure a été validée en comparant les mesures réalisées avec le fantôme physique Livermore aux simulations de ces mesures avec le fantôme Livermore voxélisé sur lequel ont été reproduites les plaques thoraciques.

2.1.3.1 Principe

Ce programme permet d'ajouter un nombre de voxels donné à la surface d'un fantôme numérique voxélisé fourni en entrée (Figure 2-11). L'utilisateur calcule préalablement le nombre de voxels à ajouter à la surface étant donnée l'épaisseur à atteindre et la taille du voxel. Ce calcul suppose que les voxels à ajouter contiennent du tissu adipeux. L'utilisateur précise aussi au programme les limites de la région thoracique du fantôme dans laquelle ajouter les voxels à l'aide des coordonnées cartésiennes ([Xmin, Xmax], Ymin, [Zmin, Zmax]).

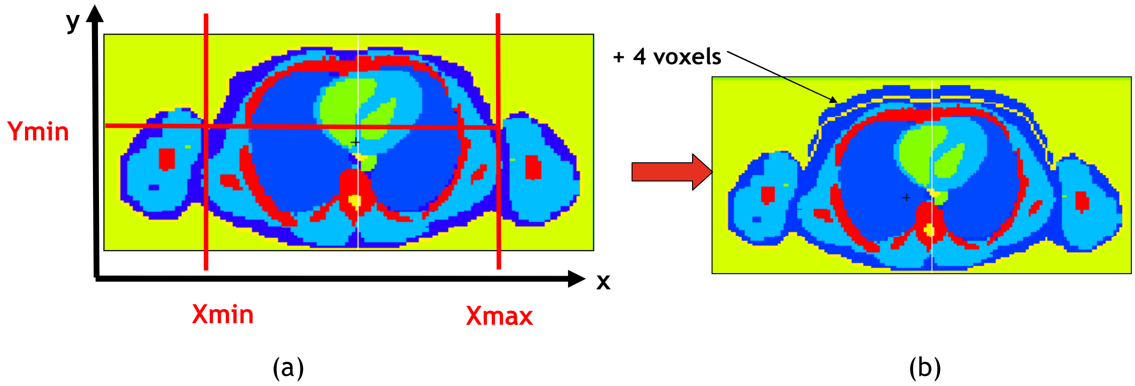


Figure 2-11 : Coupes axiales (coordonnée z fixée) du fantôme Zubal au niveau de la région thoracique : (a) délimitation de la zone dans laquelle ajouter les voxels, (b) résultat de l'ajout de 4 voxels sur le fantôme.

L'épaisseur thoracique d'une personne mesurée peut être connue directement, par exemple grâce à une échographie, ou estimée par calcul à partir du poids et de la taille de la personne [Pierrat, 2005].

2.1.3.2 Eléments sur le code

Etant données les entrées saisies par l'utilisateur, le programme recherche par itération, pour chaque voxel de la zone délimitée par les intervalles [Xmin, Xmax] et [Zmin, Zmax], le premier voxel d'air rencontré selon l'axe Oy à partir de Ymin. Ce voxel d'indice j, ainsi que ceux d'indice supérieur, sont remplacés par des voxels de tissu adipeux jusqu'au j+l ème voxel où l représente le nombre de voxels à ajouter. Les fichiers de sortie d'extension .col et .ref et correspondant à ce nouveau fantôme sont automatiquement créés par le programme qui les enregistre sous le nom choisi par l'utilisateur.

Le nombre de voxels de graisse adéquat pourra être ajouté à un fantôme de départ préalablement segmenté, ce qui permettra, outre la prise en compte possible de la biocinétique du radionucléide considéré, une modélisation correcte de l'atténuation des photons notamment à basse énergie.

2.1.3.3 Validation

Le programme a été validé à l'aide d'un fantôme physique Livermore dont le fantôme numérique voxélisé est aussi disponible, ce qui permet d'effectuer des comparaisons entre simulation et mesure. Les plaques thoraciques du fantôme physique Livermore ont été reproduites grâce au programme sur son fantôme voxélisé sans plaque. Les fantômes voxélisés associés à chaque plaque ont été utilisés pour simuler les mesures pulmonaires réelles réalisées avec le fantôme physique Livermore recouvert de chaque plaque thoracique. L'adéquation entre simulations et mesures a validé la méthode (Annexe 2).

2.2 Etude et développement d'outils de réduction de variance

La prise en compte de la distribution biocinétique du terme source complique la simulation des mesures *in vivo*. Par exemple, la contamination résultant d'une inhalation n'est plus seulement modélisée par une source d'activité pulmonaire mais aussi par une distribution entre les organes de rétention propres au radionucléide. Il s'ensuit qu'une partie des atomes radioactifs est éloignée des détecteurs de mesure pulmonaire. L'angle solide sous lequel les détecteurs les voient est donc restreint ; ce qui diminue fortement la probabilité de détection des particules émises de façon isotrope. De plus, les actinides tels que l'Am-241 émettent des raies X et gamma de basse énergie qui sont atténuées par leur parcours dans le corps, diminuant encore la probabilité qu'elles contribuent au pic simulé. Il en résulte une augmentation de l'incertitude statistique du résultat de simulation par calcul Monte Carlo.

Il est possible de réduire cette incertitude statistique en augmentant le nombre d'histoires stochastiques du calcul Monte Carlo. Mais cela requiert un temps de calcul important, de l'ordre de un à plusieurs jours. Une incertitude statistique raisonnable peut être obtenue tout en conservant un temps de calcul non prohibitif grâce aux méthodes de réduction de variance introduites dans les codes Monte Carlo. Certaines sont déjà disponibles dans le code Monte Carlo d'interaction rayonnement-matière MCNPX. D'autres ont été développées de façon spécifique.

2.2.1 Estimation de l'incertitude statistique dans un calcul MCNPX

2.2.1.1 L'interaction rayonnement-matière : un problème statistique

Les transformations radioactives ainsi que les interactions rayonnement-matière qui s'ensuivent sont des phénomènes physiques aléatoires. Les grandeurs résultantes de l'interaction rayonnement-matière, comme la dose absorbée dans un organe ou le spectre en énergie mesuré par un

détecteur, dépendent d'une multitude de ces transformations et interactions et sont donc également des variables aléatoires.

Une variable aléatoire suit une loi de probabilité. Cette fonction de densité de probabilité peut être caractérisée par différents outils par exemple : la moyenne, l'écart-type, les valeurs extrêmes, la médiane, le mode, les percentiles. Dans le cas de lois simples, un nombre réduit de paramètres permet de totalement déterminer la loi. Pour la loi de Poisson, qui décrit le processus de désintégration radioactive, seuls deux paramètres sont nécessaires pour la déterminer complètement : sa moyenne et son écart-type. Dans le cas de la loi Gaussienne, il suffit d'un seul paramètre : sa moyenne.

Cependant, dans les problèmes d'interaction rayonnement-matière, les lois sont rarement connues. Il est nécessaire de déterminer parmi les outils cités celui qui est le plus pertinent pour caractériser la variable aléatoire du problème. Le choix s'est porté sur la moyenne de la distribution.

Soit f la densité de probabilité, ou loi, d'une variable aléatoire x dont dépend la grandeur à estimer. La moyenne de x, E(x), est définie par :

Formule 2-4 : $E(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} x f(x) dx$

La dispersion de x autour de sa moyenne est quantifiée par sa variance :

Formule 2-5 : $\sigma^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} (x - E(x))^2 f(x) dx = E(x^2) - E(x)^2$

σ est l'écart-type, ou déviation standard, de x.

La grandeur d'intérêt s'écrit donc sous la forme d'une moyenne théorique de variable aléatoire et son estimation revient donc à résoudre un problème statistique nécessitant le calcul d'intégrales.

2.2.1.2 Monte Carlo est une méthode numérique de calcul d'intégrales

La loi des grands nombres montre qu'une intégrale peut être approchée par une somme discrète. Un échantillon de N valeurs prises par la variable aléatoire x de loi f peut être caractérisé par des paramètres analogues à ceux de f.

Sa moyenne arithmétique est :

Formule 2-6 : $\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} x_i$

et sa variance est :

Formule 2-7 : $S^2 = \frac{\sum_{i=1}^{N} (x_i - \overline{x})^2}{N-1}$

S^2 quantifie la dispersion de l'échantillon autour de sa moyenne $\overline{x}$. S, racine de la variance est l'écart-type ou déviation standard de l'échantillon.

La loi des grands nombres permet d'écrire :

Formule 2-8 : $\overline{x} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i \xrightarrow[N\to+\infty]{} E(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} x f(x) dx$

Formule 2-9 : $S^2 = \frac{\sum_{i=1}^{N} (x_i - \overline{x})^2}{N-1} \xrightarrow[N\to+\infty]{} \sigma^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} (x - E(x))^2 f(x) dx = E(x^2) - E(x)^2$

Ainsi, pour N suffisamment grand, cette loi permet d'établir une méthode numérique de calcul d'intégrales, la méthode Monte Carlo.

2.2.1.3 Fiabilité et précision du calcul Monte Carlo

Toutefois, les paramètres de l'échantillon ne sont que des estimations des paramètres de la loi théorique dont la fiabilité et la précision sont à déterminer. Autrement dit, il est nécessaire de définir d'une part, la taille d'échantillon N à partir de laquelle la loi des grands nombres est applicable pour obtenir une estimation fiable et, d'autre part, la précision de cette estimation.

Les paramètres de l'échantillon sont également des variables aléatoires. La distribution de la moyenne arithmétique admet une variance :

Formule 2-10 : $S_{\overline{x}}^2 = \frac{S^2}{N}$

Elle quantifie la dispersion de la distribution de la moyenne arithmétique et est calculée pour estimer la fiabilité et la précision du résultat par l'application du théorème central limite.

Le théorème central limite permet d'affirmer que la distribution de la moyenne arithmétique tend vers la loi normale de moyenne E(x) et de déviation standard $\sigma/\sqrt{N}$ pour N suffisamment grand.

Par ailleurs, $S \xrightarrow[N \to +\infty]{} \sigma$, donc $\sigma/\sqrt{N} \sim S/\sqrt{N} = S_{\bar{x}}$.

Ainsi, la variance de la moyenne arithmétique permet de définir des intervalles de confiance sous l'hypothèse de normalité de la distribution de la moyenne arithmétique. Par exemple :

- il existe 68% de probabilité que l'estimation $\bar{x}$ soit à moins de 1 déviation standard de la valeur vraie E(x),
- il existe 95% de probabilité que $\bar{x}$ soit à moins de 2 déviations standard de E(x),
- il existe 99% de probabilité que $\bar{x}$ soit à moins de 3 déviations standard de E(x)…

Ou : il existe 68% de probabilité pour que la moyenne vraie soit dans l'intervalle $\bar{x} \pm S_{\bar{x}}$ et 95% de probabilité pour qu'elle soit dans $\bar{x} \pm 2S_{\bar{x}}$.

Il s'ensuit que pour augmenter la précision d'un calcul, il faut diminuer $S_{\bar{x}}$ ce qui revient :

- soit à augmenter le nombre N d'histoires stochastiques de l'échantillon. Pour diviser par deux la précision d'un résultat, il faut multiplier N par 4. Les temps de calcul peuvent ainsi devenir prohibitifs,
- soit à diminuer la dispersion S des valeurs de l'échantillon, c'est-à-dire à réduire la variance des valeurs échantillonnées. Pour cela, les codes de calcul Monte Carlo disposent de différentes méthodes de réduction de variance.

2.2.1.4 Estimation pratique de l'incertitude statistique associée au résultat du code MCNP/X

Plusieurs grandeurs statistiques sont estimées, testées et affichées dans le fichier de sortie du code MCNP/X [Breismeister, 2000]. Leurs valeurs renseignent sur le respect des hypothèses du théorème central limite dans ce calcul et sur la précision du résultat du calcul Monte Carlo.

A chaque estimation, nommée « tally », de la quantité demandée par l'utilisateur, le code MCNPX associe l'incertitude statistique relative, « Relative error, R » :

Formule 2-11 : $R = \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}}$

R inférieur à 0,1 est une condition nécessaire mais pas suffisante à la vérification du théorème central limite. La réduction de variance permet de minimiser R.

Si N est suffisamment grand pour que le théorème central limite soit vérifié, alors le carré R^2 de l'incertitude relative est proportionnel à 1/N et le temps de calcul T est proportionnel à N. Par conséquent, leur produit est constant si le théorème central limite est vérifié. Il est estimé et nommé « Figure Of Merit (FOM) » par MCNPX, on peut le traduire par « facteur de qualité » :

Formule 2-12 : $FOM = \frac{1}{R^2 * T}$

T est exprimé en minutes.

Ce nombre est une mesure de la qualité statistique du résultat indépendamment de N et de T. Il constitue un indicateur de succès ou d'échec de l'application d'une méthode de réduction de variance qui vise à augmenter le FOM. Il porte sur un découpage en énergie ou en temps « bin » du contenu du tally.

Enfin, d'autres estimateurs tels que la variance de la variance, la pente de la queue à droite de la distribution ou les résultats de 10 tests statistiques donnés pour un bin ou le total du tally permettent à l'utilisateur de vérifier la fiabilité de son calcul et d'en connaître la précision [Booth, 1985].

2.2.2 Généralités sur les méthodes de réduction de variance

Les méthodes de réduction de variance permettent d'augmenter la probabilité qu'une particule simulée contribue au résultat recherché. Elles visent à consacrer davantage de temps de calcul aux particules qui contribuent au tally en économisant du temps sur celles qui n'y contribuent pas ou peu. Ainsi, soit le résultat est obtenu plus rapidement, soit l'incertitude statistique est réduite pour un même temps de calcul. Les techniques de réduction de variance sont classées en quatre catégories dont deux ont été appliquées à notre problème : les méthodes de contrôle de l'échantillonnage, « Population control methods », et les méthodes de modification/biaisage des distributions, « Modified Sampling Methods » [Burn, 1996 ; Breismeister, 2000].

L'utilisation d'une méthode de réduction de variance fait le plus souvent varier le poids des particules simulées par MCNPX. Ce poids, « Weight », tient compte de toutes les interactions physiques possibles de la particule incidente; à chacune de ces interactions un nouveau poids est calculé. Le résultat issu de la simulation d'une particule MCNPX est multiplié par son poids pour obtenir le résultat correspondant à des particules physiques.

2.2.2.1 « Modified Sampling Methods », le biaisage des distributions réelles

Le biaisage implique une altération de la source et/ou du transport des particules. La modification des densités de probabilité de la source et du transport s'accompagne d'une modification correspondante du poids de la particule afin de ne pas biaiser le résultat par rapport à la grandeur physique à estimer.

Seul le biaisage de la soucre a été étudié dans ce travail. Il peut s'appliquer à toutes les variables de définition de la source : sa position, son énergie et la direction dans laquelle elle émet une particule, en en modifiant la densité de probabilité avec la carte SB.

Ce type de méthode doit cependant être utilisé avec modération. Si la distribution biaisée est très différente de la distribution réelle alors le poids des particules associées à une faible probabilité d'émission est très élevé. Si ces particules parviennent finalement à la cellule résultat alors elles induisent une trop forte contribution et entraînent une situation de « false convergence » : le calcul ne parvient pas à converger et le FOM n'est pas constant.

2.2.2.2 « Population control methods », contrôle de l'échantillonnage

2.2.2.2.1 « Splitting » et « Russian roulette » géométriques

Quand une particule se dirige vers une région de l'espace qui contribue de façon importante au résultat, il est souhaitable d'éviter de la perdre par absorption ou fuite de la région d'intérêt. Pour réduire la probabilité de perdre cette particule, il est possible de suivre v particules au lieu d'une seule à partir d'un point donné de l'espace. Il est alors davantage probable qu'une de ces particules contribue au résultat. Si tel est le cas, chaque contribution est divisée par v afin de tenir compte de la multiplication artificielle des particules dont elle est issue. Ce procédé est nommé scission ou « splitting » (Figure 2-12-a).

A l'inverse, lorsqu'une particule se dirige vers une région peu importante de l'espace, il est souhaitable de ne pas perdre de temps de calcul à transporter cette particule mais de la consacrer plutôt au transport des particules se dirigeant dans les zones d'intérêt. Ainsi, un certain nombre de particules sont éliminées selon une probabilité (1-p) alors que les autres particules survivent avec une probalité p. Si de telles particules aboutissent à un résultat, il est divisé par p pour tenir compte de la suppression artificielle de certaines particules. Ce procédé est nommé « Russian roulette », roulette russe (Figure 2-12-b).

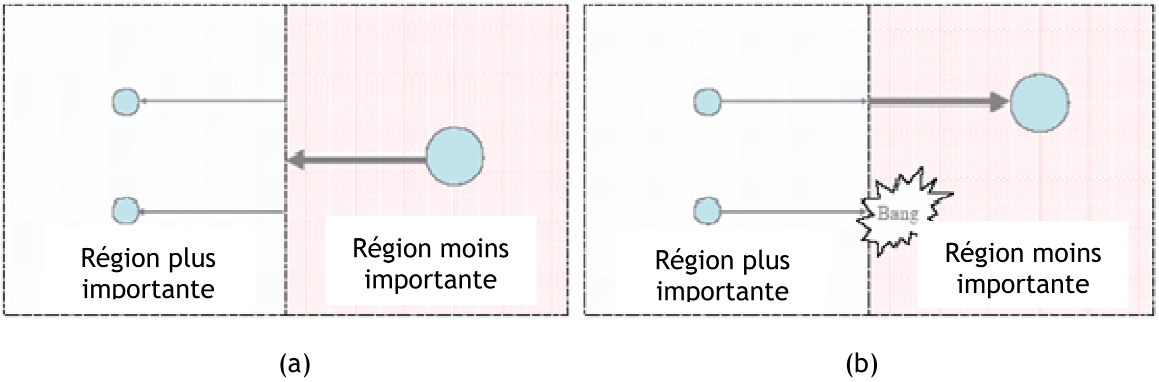


Figure 2-12 : Principes de la scission « splitting » (a) et de la roulette russe « russian roulette » (b) [Breismeister, 2000].

Les procédés de splitting et de roulette russe sont employés en conjonction avec les fenêtres de poids ou « weight windows ». Elles sont utilisées également par défaut par MCNPX si les paramètres des cartes cut n'ont pas été modifiés. Les fenêtres de poids permettent de les varier en fonction des régions de l'espace.

2.2.2.2.2 Weight window

Une fenêtre de poids délimite un intervalle dans lequel le poids des particules est autorisé à fluctuer. Si le poids d'une particule incidente est supérieur à la limite haute de la fenêtre alors le procédé de splitting est utilisé afin de se ramener à plusieurs particules de poids inférieur. Si le poids de la particule est inférieur à limite basse de la fenêtre alors le procédé de roulette russe est utilisé pour se ramener à moins de particules de poids plus élevé (Figure 2-13).

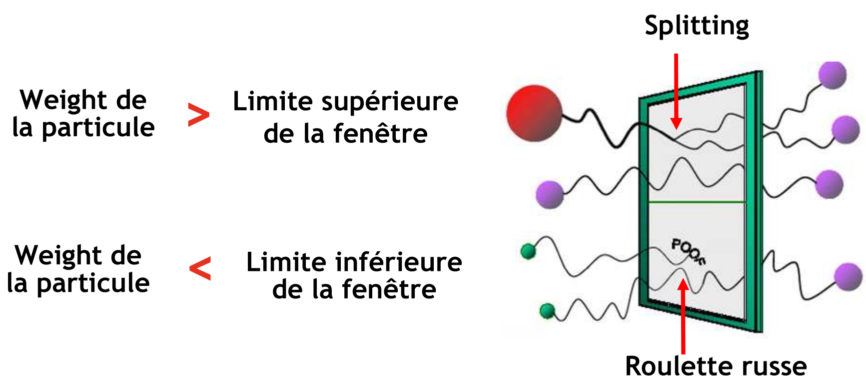


Figure 2-13 : Principe d'une fenêtre de poids (weight window). Les particules sont représentées par des sphères ; leur taille est proportionnelle à leur poids statistique [Breismeister, 2000].

Une fenêtre de poids permet de contrôler les fluctuations des poids des particules produites par les autres techniques de réduction de variance. Par exemple, le biaisage directionnel de la source peut induire une variation extrême et donc indésirable des poids des particules. Les particules de très faible poids ne peuvent contribuer que très faiblement au résultat et il n'est pas souhaitable de consacrer beaucoup de temps à les propager. Les particules de poids très élevé peuvent augmenter significativement l'incertitude statistique si elles contribuent au résultat.

Le code MCNPX dispose d'un générateur automatique de weight window qui nécessite de préciser le tally auquel la méthode de réduction de variance doit s'appliquer et dans quels ordres de grandeur les limites de poids doivent être estimées. La fenêtre générée est utilisée dans les calculs puis ses paramètres sont fixés par itérations successives en fonction de l'évolution de la statistique afin de générer une meilleure weight window adaptée.

2.2.2.3 Particularité du tally F8

Le tally F8 est la quantité demandée en sortie du calcul MCNPX pour simuler le spectre en énergie déposée dans un cristal détecteur. Cette quantité dépend d'effets collectifs de groupes de particules, contrairement à la plupart des autres tallies qui dépendent du comportement individuel des particules. Cette différence peut être mise en évidence lorsqu'on représente le chemin aléatoire d'une particule MCNPX.

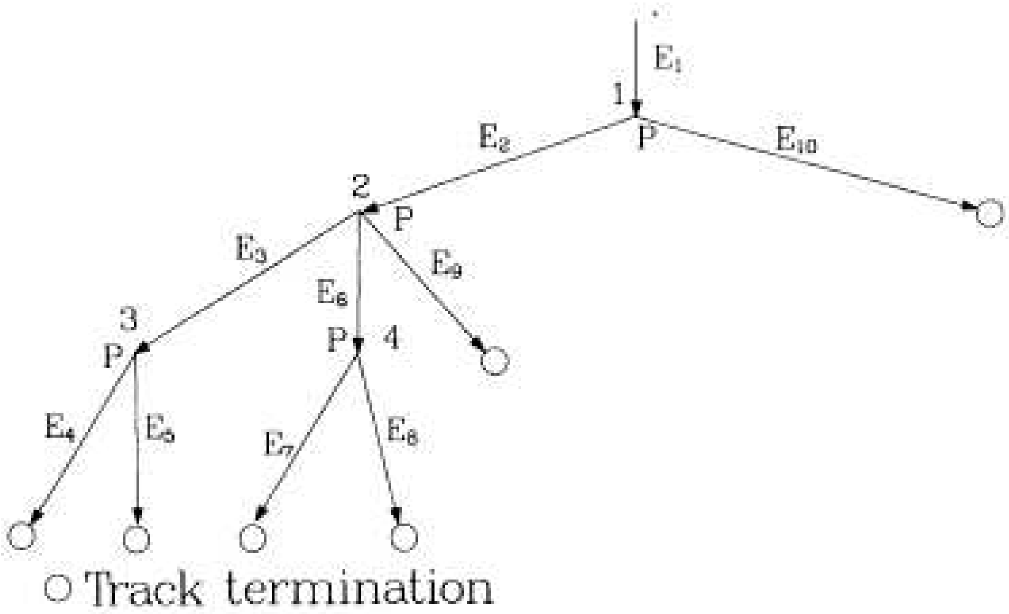


Figure 2-14 : Représentation d'un chemin aléatoire de particule MCNPX [Hendricks et McKinney, 2005].

Les développeurs du code représentent un chemin aléatoire de particule MCNPX par la Figure 2-14. Une scission physique de particule est notée « P ». Pour des photons, elle se produit par exemple en cas de création de paires suivi d'une annihilation entraînant la création de deux photons. Un photon incident donne ainsi lieu à la création de deux photons. La particule peut être diffusée le long des segments joignant les scissions physiques et perdre une énergie E_i. La particule n'est plus suivie dès qu'elle est absorbée par la matière. Soit une cellule contenant entièrement les segments 4 à 8. Le courant (tally F1) par bin ou intervalle d'énergie dans cette cellule possède deux bins d'énergie notés EB : $EB_1 = E_4+E_5$ et $EB_2 = E_7+E_8$. En revanche, le tally F8 ne possède qu'un seul bin : $EB = E_4+E_5+E_7+E_8$. Le tally F8 nécessite donc que le code mémorise tout l'historique de la particule avant son arrivée dans la cellule détectrice. Il en résulte un temps de calcul plus long que pour les tallies qui considèrent la particule individuellement une fois arrivée dans la cellule d'intérêt.

L'introduction de méthodes de réduction de variance basées sur la modification de l'échantillonnage comme le splitting est d'autant plus difficile à gérer comme le montre la Figure 2-15.

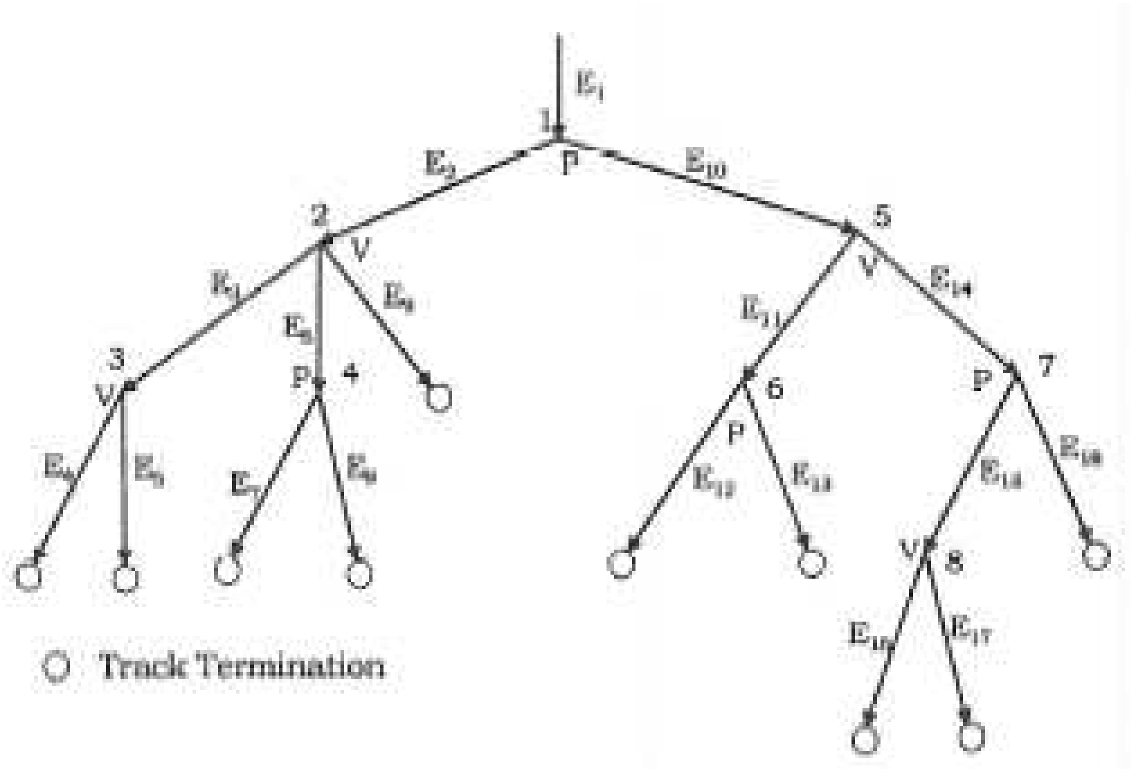


Figure 2-15 : Représentation d'un chemin aléatoire de particule MCNPX en cas d'utilisation de méthode de réduction de variance [Hendricks et McKinney, 2005].

La scission engendrée par la réduction de variance est notée V. Alors que les scissions physiques génèrent deux particules simultanément, la scission artificielle doit être considérée par le code comme une alternative. Et toutes les combinaisons possibles doivent être prises en compte par le code. Par conséquent, la gestion du splitting dans le cas d'un tally F8 consiste à stocker l'énergie

perdue et le poids de chaque particule pour pouvoir ensuite reconstruire l'ensemble des histoires possibles de chaque particule absorbée. Cette étape s'appelle la déconvolution de l'arbre du Pulse Height Tally.

Cette méthode est intégrée dans le code de calcul MCNPX qui est actuellement le seul code à gérer la réduction de variance pour le tally F8 [Hendricks et McKinney, 2005 ; Hendricks, 2006]. La déconvolution de l'arbre du tally F8 reste cependant consommatrice en temps de calcul. Enfin, le biaisage de la source ne requiert pas de splitting et est compatible avec le tally F8.

2.2.3 Application et développement de méthodes de réduction de variance à la simulation de mesure *in vivo* à l'aide de fantômes numériques voxélisés

2.2.3.1 Simulation d'une mesure pulmonaire suite à une contamination interne à l'Am-241

2.2.3.1.1 Position du problème

Quelle que soit la voie d'incorporation d'un radionucléide, il se distribue dans l'organisme selon sa biocinétique. Par exemple, après une contamination par inhalation, l'Am-241 ne reste pas entièrement concentré dans les poumons mais est transféré vers d'autres organes, principalement le foie et le squelette, à une vitesse qui est fonction de la solubilité de l'aérosol déposé dans les voies respiratoires. La Figure 2-16 montre un exemple de distribution de l'Am-241. Bien que les poumons en retiennent la plus forte concentration (en rouge), le radionucléide est déjà très présent dans le foie (en orange) et les os (en jaune).

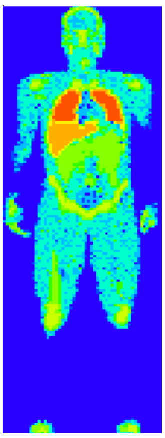


Figure 2-16 : Visualisation par le traceur MCNPX de la distribution, suivant les modèles de la CIPR, d'un composé d'Am-241 modérément soluble, dix jours après une contamination par inhalation coupe frontale.

Ainsi la source d'activité est très distribuée et étendue à tout l'organisme. Au contraire, les cellules, correspondant aux cristaux des détecteurs, dans lesquelles le spectre en énergie (tally F8) est calculé sont très localisées et occupent un volume restreint de 4 x 105 cm^3. L'angle solide sous lequel un point source voit un détecteur est d'autant plus petit que la distance source-détecteur augmente (Figure 2-17).

Par ailleurs, l'Am-241 est un émetteur de raies X et gamma de basses énergies entre 13,9 keV et 59,54 keV. L'atténuation constitue donc un second problème dans ce calcul.

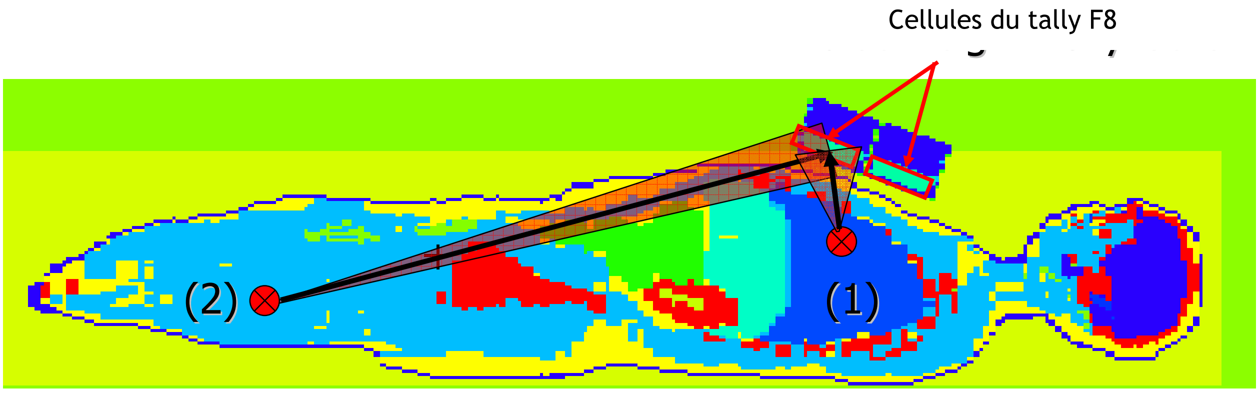


Figure 2-17 : Visualisation par le traceur MCNPX d'une simulation de mesure pulmonaire. (1) Point-source proche des détecteurs, large angle solide et faible épaisseur d'atténuation ; (2) Point-source éloigné des détecteurs, angle solide réduit et importante épaisseur d'atténuation.

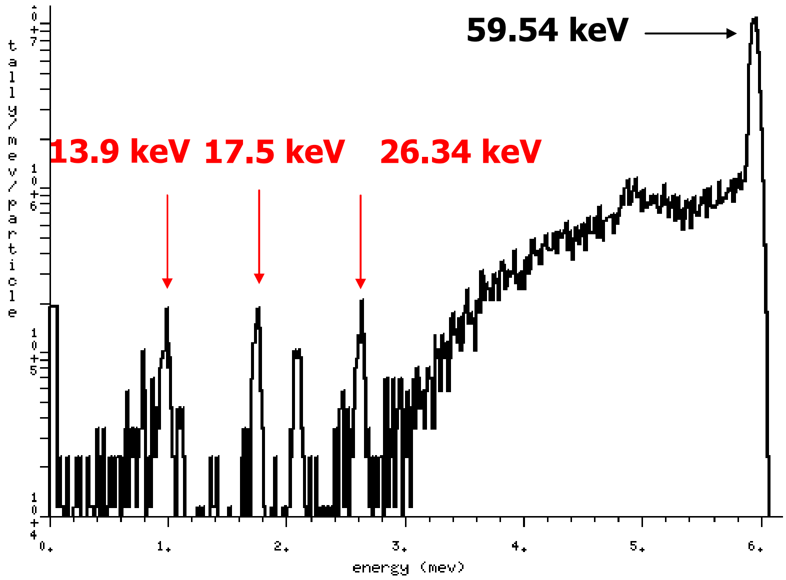


Figure 2-18 : Visualisation par le traceur MCNPX du spectre simulé d'un comptage pulmonaire d'Am-241.

Alors que l'estimation de l'intensité de la raie à 59,54 keV est associée à une incertitude statistique relative inférieure à 2%, l'intensité des pics de plus basse énergie n'est pas estimée du tout ou l'incertitude associée dépasse la limite des 10% en dessous de laquelle le résultat a un sens (Figure 2-18). Afin d'obtenir un résultat acceptable, des méthodes de réduction de variance existantes ont été appliquées et de nouvelles méthodes ont été développées spécifiquement dans le cadre d'une collaboration avec John S. Hendricks, développeur du code MCNPX au Los Alamos National Laboratory (LANL, USA).

2.2.3.1.2 Choix d'une méthode de réduction de variance

Le problème posé met en jeu une source étendue alors que les particules simulées doivent, pour contribuer au résultat, converger en direction d'une zone très limitée de l'espace représentant les cristaux détecteurs. Dans ce contexte, le biaisage de la source apparaît comme un outil intéressant malgré une proportion importante de rayonnement diffusé et l'atténuation. En moyenne, 20% à 50% des particules atteignant le détecteur viennent de la source directement, selon la distribution de la contamination, et le reste vient du rayonnement diffusé. Les rayonnements de très basse énergie (13,9 keV à 26,34 keV) sont très atténués.

Le biaisage de la position de la source est impossible car les éléments voxels du lattice ou maillage sont échantillonnés aléatoirement. Le biaisage de l'énergie de la source est efficace mais seulement sur certaines raies d'énergie. Le bénéfice du biaisage gagné pour une raie est perdu sur le résultat d'une autre. Le biaisage de la direction d'émission depuis la source est possible vers un vecteur fixe. Or, le vecteur source-détecteur représentant la direction à privilégier est différent pour chaque point-source échantillonné.

2.2.3.1.3 Nouvelles fonctionnalités pour le biaisage en angle ou directionnel de la source

2.2.3.1.3.1 Biaisage directionnel vers un point

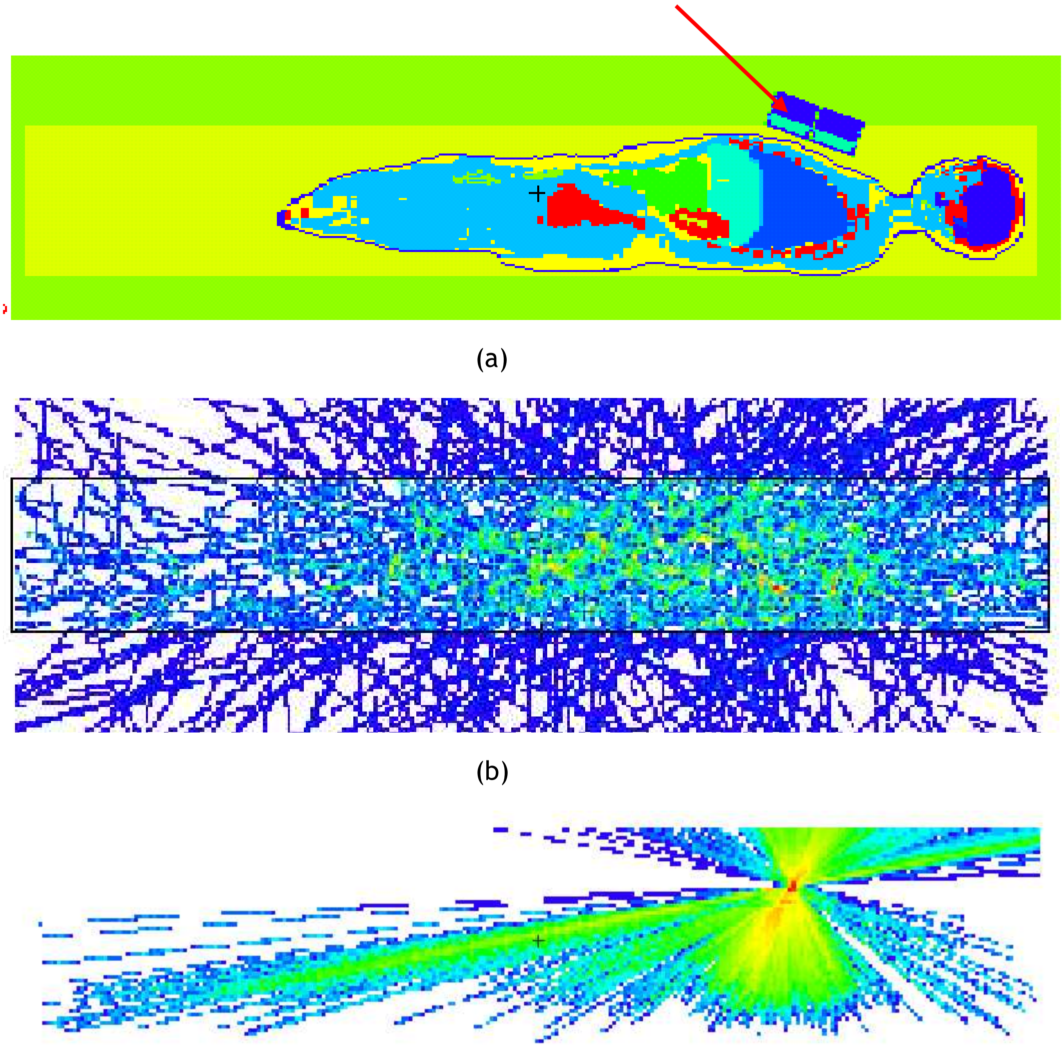
Un nouveau type de biaisage en angle a été développé par J. S. Hendricks, le biaisage vers un point. Quel que soit son point-source de départ, la particule aura davantage de probabilité de se diriger vers ce point.

```
SDEF … DIR=d3 VEC 0 150 0
DBCN 28J 1
```

Figure 2-19 : Lignes de code du fichier MCNPX permettant d'utiliser le biaisage directionnel vers le point de coordonnées 0 150 0.

En fixant à 1 le 29ème paramètre de la carte DBCN, les coordonnées inscrites dans le vecteur VEC ne sont plus considérées comme celles d'un vecteur fixe comme pour le biaisage en angle classique mais comme les coordonnées du point vers lequel diriger les particules (Figure 2-19).

Comme pour le biaisage en angle classique, la probabilité de tirage dans une direction décroît de façon exponentielle avec l'angle par rapport à la direction privilégiée. Le vecteur indiquant la direction privilégiée définit ainsi en pratique l'axe d'un cône de révolution dont l'angle est à préciser par l'utilisateur. Afin d'orienter préférentiellement les particules vers le détecteur, l'utilisateur spécifie une probabilité plus importante de tirage de la direction d'émission à l'intérieur du cône qu'à l'extérieur.



(a)

(b)

(c)

Figure 2-20 : (a) Géométrie de comptage pulmonaire ; Représentation de la direction d'émission des particules en remplaçant l'ensemble des matériaux de la géométrie par du vide (aucune

interaction) (b) sans biaisage directionnel de la source (c) avec biaisage vers le centre d'un détecteur.

Le biaisage directionnel de la source vers le centre d'un détecteur est vérifié qualitativement par la représentation de la Figure 2-20 pour un cône d'angle réduit.

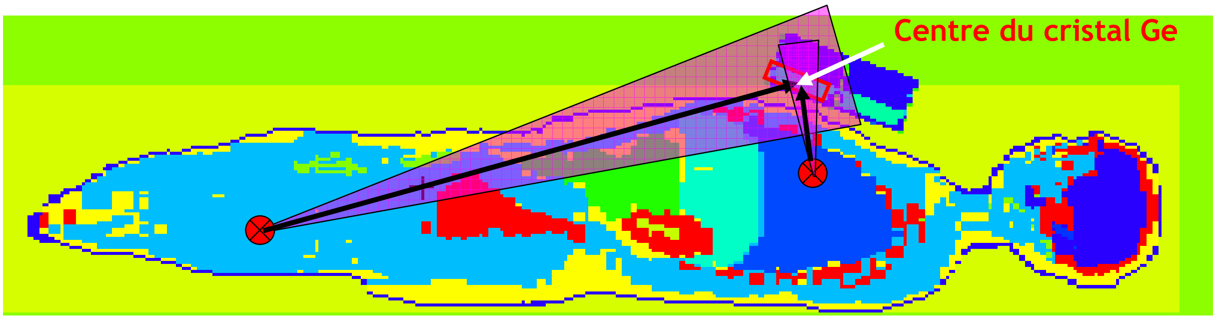


Figure 2-21 : Méthode de biasiage vers un point. Représentation des cônes de biaisage définis pour deux points-sources, l'un proche et l'autre éloigné du détecteur.

Cette méthode n'a pas fourni de résultats concluants car l'angle du cône défini autour du vecteur privilégié est fixe (Figure 2-21). Ainsi, pour un point-source proche du détecteur, trop de particules sont dirigées vers le centre du détecteur et n'atteignent pas le reste du cristal. A l'inverse, un point-source éloigné du détecteur génère trop de particules n'atteignant pas le détecteur.

2.2.3.1.3.2 Biaisage angulaire vers une sphère

Une autre méthode a donc été développée par le LANL [Lamart et Hendricks, 2007]. Elle consiste à entourer d'une sphère la zone du détecteur. A partir de chaque point-source, une fraction plus importante des particules est émise à l'intérieur du cône de révolution tangent à la sphère au niveau de son diamètre (Figure 2-22).

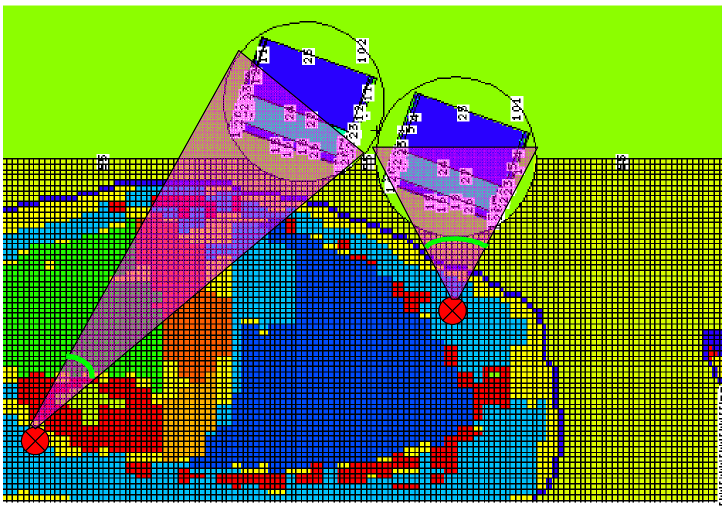


Figure 2-22 : Méthode de biaisiage angulaire vers une sphère. Représentation des cônes de biaisage définis pour deux points-sources, l'un proche et l'autre éloigné du détecteur.

L'angle du cône est ainsi adapté à la position du point-source. L'angle est plus petit pour des points-sources éloignés du détecteur que pour ceux qui en sont proches.

Pour rendre cette nouvelle fonctionnalité opérationnelle, il faut fixer à 1 le 28ème argument de la carte DBCN (Figure 2-23). La carte RDUM est de plus utilisée pour définir la sphère vers laquelle le biaisage doit s'opérer. Il n'est pas utile de représenter physiquement cette sphère dans la géométrie du problème. Les trois premiers arguments correspondent à la position du centre de la sphère exprimée en coordonnées cartésiennes, son rayon figure ensuite et enfin la probabilité qu'une particule source se dirige vers la sphère est définie.

```
DBCN 26J J 1
RDUM 29.8 48.7 40.4 15 .5
```

Figure 2-23 : Exemple d'une commande pour le biaisage vers une sphère virtuelle

La commande ci-dessus définit un biaisage vers une sphère virtuelle centrée au point de coordonnées cartésiennes x=29,8 cm, y=48,7 cm, z=40,4 cm et de rayon 15 cm. Chaque particule émise a 50% de probabilité de se diriger vers la sphère.



Figure 2-24 : Visualisation des sphères autour des détecteurs.

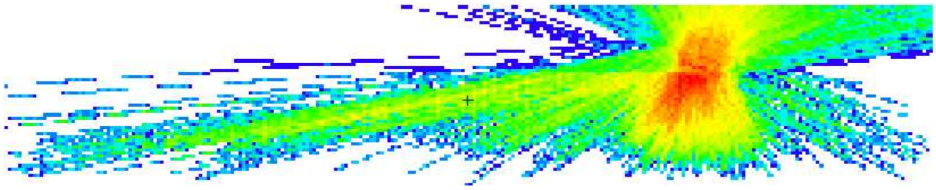


Figure 2-25 : Effet du biaisage angulaire vers une sphère.

L'effet du biaisage angulaire vers une sphère est vérifié sur la Figure 2-25.

2.2.3.1.3.3 Contrôle du biaisage angulaire par des weight windows

Le biaisage peut induire de grandes variations dans le poids des particules. Il est alors utile de les contrôler par des fenêtres de poids, les weight-windows. Des weight-windows ont été générées à l'aide du générateur automatique WWG dans un maillage parallélépipédique superposé à la géométrie du problème (Figure 2-26).

Le générateur automatique estime les limites basses des poids afin de favoriser les contributions des particules à un tally spécifié par l'utilisateur. Bien que la finalité du calcul réside dans le tally F8 correspondant au spectre d'énergie mesuré par un détecteur, il est préférable de générer ces poids à partir d'un tally qui est mieux estimé mais semblable au tally F8, par exemple le tally F6. Comme le tally F8, le tally F6 peut être estimé dans un volume - appelé cellule dans MCNPX, et correspond à un dépôt d'énergie ; et contrairement au F8, le F6 est estimé à partir de la contribution des particules prises individuellement ce qui est moins coûteux en temps de calcul que le tally F8, estimé à partir de la contribution d'un ensemble de particules.

Le générateur automatique nécessite une normalisation des weight windows à un seul point de référence, correspondant si possible à la source selon le manuel d'utilisation de MCNPX. Mais notre source est distribuée dans tout le fantôme. Le point de référence a été placé au barycentre des quatre cristaux détecteurs. Les fenêtres de poids sont renormalisées avec la carte Weight Window Parameter, WWP au niveau du poids de référence.

Par ailleurs, la source est associée lors de sa définition à un poids nommé « source weight » et noté WGT. Il est égal au nombre total de photons émis (paragraphe 2.1.1.2.2). Ce poids caractérise chaque point-source. Il est donc constant à travers tout le problème et sa valeur peut ainsi se trouver au delà des limites des weight windows. Il faut faire en sorte que le poids des particules qui doivent être émises appartienne à l'intervalle de poids délimité par les fenêtres afin que les particules-sources puissent être émises.

Une autre difficulté concerne la roulette russe. Ce procédé doit être absolument évité ici car il détruit l'arbre de déconvolution du tally F8. Si une particule est supprimée par roulette russe, alors tout son historique est perdu, empêchant le code de remonter les branches de l'arbre. Les limites inférieures de la fenêtre de poids sont donc fixées à des valeurs suffisamment basses pour que la roulette russe n'opère pas.

A l'occasion des tests de la méthode, une nouvelle fonctionnalité a été développée dans le code. Un paramètre de la carte WWP permet de définir une limite supérieure pour prévenir les roulettes

russes excessives. Ainsi les fenêtres vers lesquelles peu de particules convergent n'absorbent pas toutes les particules.

La normalisation choisie implique que les fenêtres génèrent 2 à 10 particules par source.

Enfin, il est utile de noter que les weight-windows n'agissent pas sur les particules émises par les points sources mais prennent effet aux collisions et/ou aux surfaces de la géométrie selon le choix de l'utilisateur. Il n'est pas raisonnable de contrôler les poids aux surfaces dans ce problème qui contient 5,5 millions d'éléments voxels. Le contrôle des poids est donc activé uniquement aux collisions.

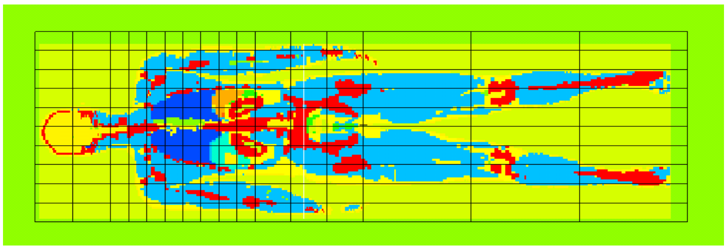


Figure 2-26 : Maillage (MESH) parallélépipédique délimitant les volumes pour le calcul des fenêtres de poids et superposé au fantôme voxelisé, vue en coupe frontale.

Au final, le biaisage angulaire associé aux fenêtres de poids a permis d'accélérer le temps de calcul par un facteur 6.

2.2.3.2 Simulation d'une mesure corps entier suite à une contamination interne au Co-60

2.2.3.2.1 Position du problème

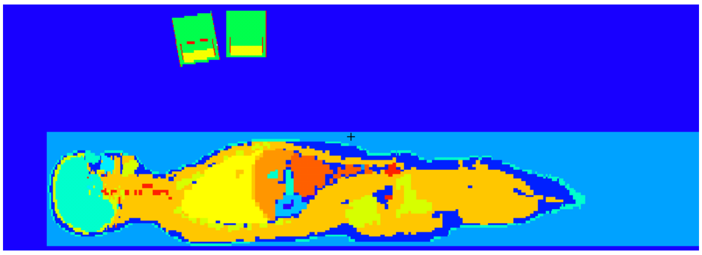


Figure 2-27 : Visualisation par le traceur MCNPX d'une simulation d'une mesure corps entier, vue en coupe sagittale.

Après inhalation de Co-60, la mesure corps entier est souvent effectuée car ce radionucléide se distribue rapidement dans l'ensemble de l'organisme.

En mesure corps entier, les détecteurs sont éloignés du corps de 40 cm environ (Figure 2-27). La distance source-détecteurs est donc plus importante que dans le cas de la mesure pulmonaire. L'angle solide sous lequel sont vus les détecteurs depuis un point-source en est d'autant plus petit.

Le Co-60 est un émetteur de haute énergie. Il possède essentiellement deux raies gamma à 1,17 et 1,33 MeV. L'atténuation par les tissus est beaucoup moins forte qu'avec l'Am-241, émetteur de plus faible énergie. Par conséquent, davantage de signal provient directement de la source plutôt que du rayonnement diffusé.

2.2.3.2.2 Choix d'une méthode de réduction de variance

L'application d'une méthode de réduction de variance doit favoriser l'arrivée dans une zone éloignée et très localisée de photons gamma issus d'une source très distribuée. La méthode de biaisage vers une sphère entourant les détecteurs a donc été testée en association avec des weight windows.

2.2.3.2.2.1 <u>Biaisage vers une sphère</u>

Les Figure 2-28 et Figure 2-29 permettent de visualiser l'effet de ce biaisage en représentant le trajet des particules-sources quand tous les tissus sont remplacés par du vide.

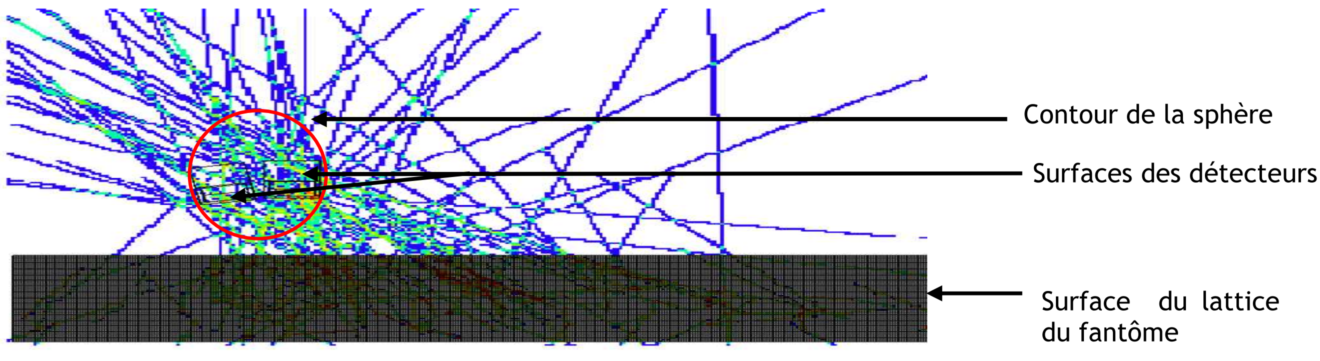


Figure 2-28 : Visualisation par le traceur MCNPX de l'effet du biaisage de la source vers une sphère entourant les quatre détecteurs avec la représentation des surfaces.

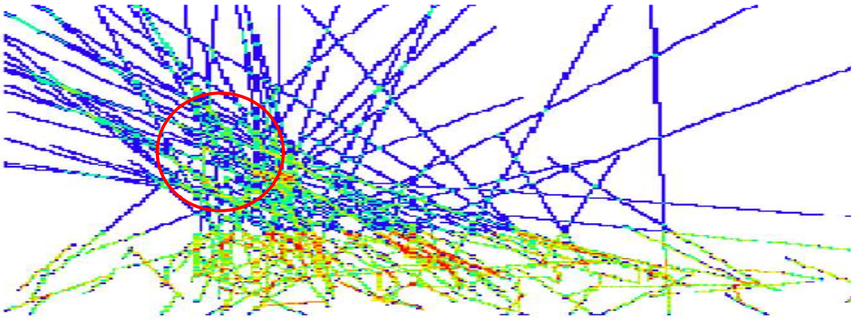
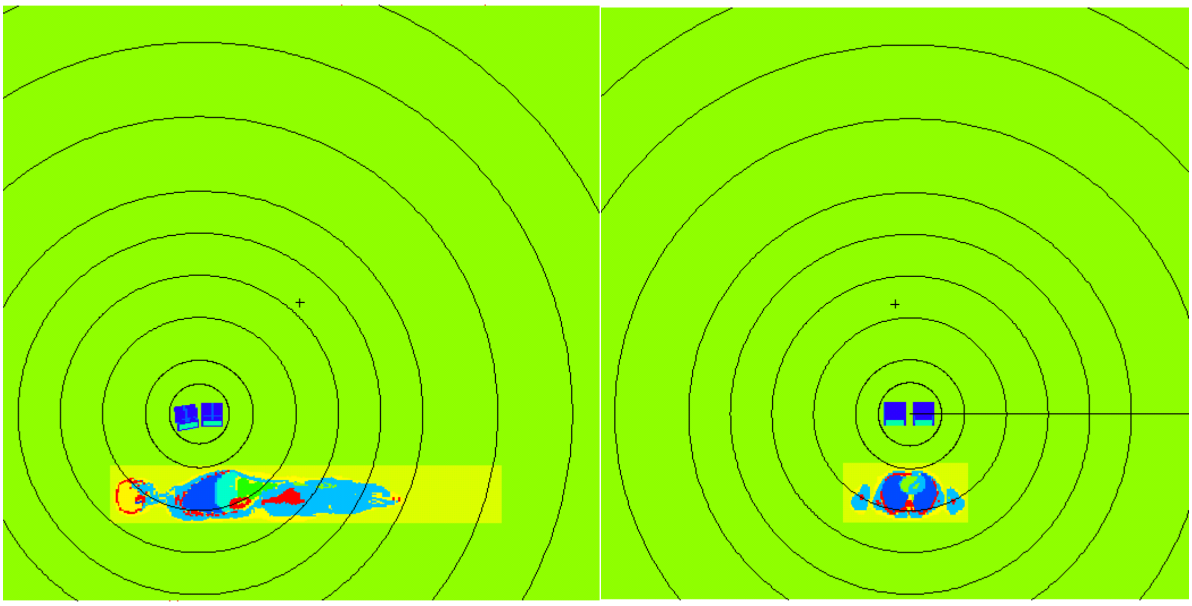


Figure 2-29 : Visualisation par le traceur MCNPX de l'effet du biaisage de la source vers une sphère entourant les quatre détecteurs sans la représentation des surfaces.

Un biaisage vers une sphère entourant un seul détecteur a également été utilisé.

2.2.3.2.2.2 Contrôle du biaisage directionnel par des weight windows

L'objectif de ce problème de réduction de variance est de faire converger les photons issus d'une source très distribuée vers une région très localisée. La géométrie est ainsi globalement sphérique. Il était donc raisonnable de choisir la géométrie sphérique pour définir le maillage dans lequel sont générées les fenêtres de poids (Figure 2-30). Cette géométrie est implémentée depuis la version mcnpx-2.6d [Hendricks *et al.*, 2006].



(a) (b)

Figure 2-30 : Visualisation par le traceur MCNPX du MESH (maillage) sphérique superposé à la géométrie du problème, (a) vue en coupe sagittale, (b) vue en coupe axiale.

Les weight windows sont générées avec les commandes précisées Figure 2-31.

La commande WWG, Weight Windows Generator, appelle le générateur automatique de weight windows. Le premier argument définit le tally à partir duquel le générateur automatique estime les

weight windows. Afin que l'estimation soit la plus fiable possible, il est préférable de choisir un tally qui fournit une statistique suffisante, par exemple le dépôt d'énergie donné par le tally F6. Le second argument indique dans quels volumes doivent être générées les fenêtres de poids. Le 0 appelle la génération automatique dans un maillage, défini par la carte MESH en dessous. Le dernier argument est la valeur du point de référence du MESH, placé au barycentre des cristaux comme dans le cas précédent.

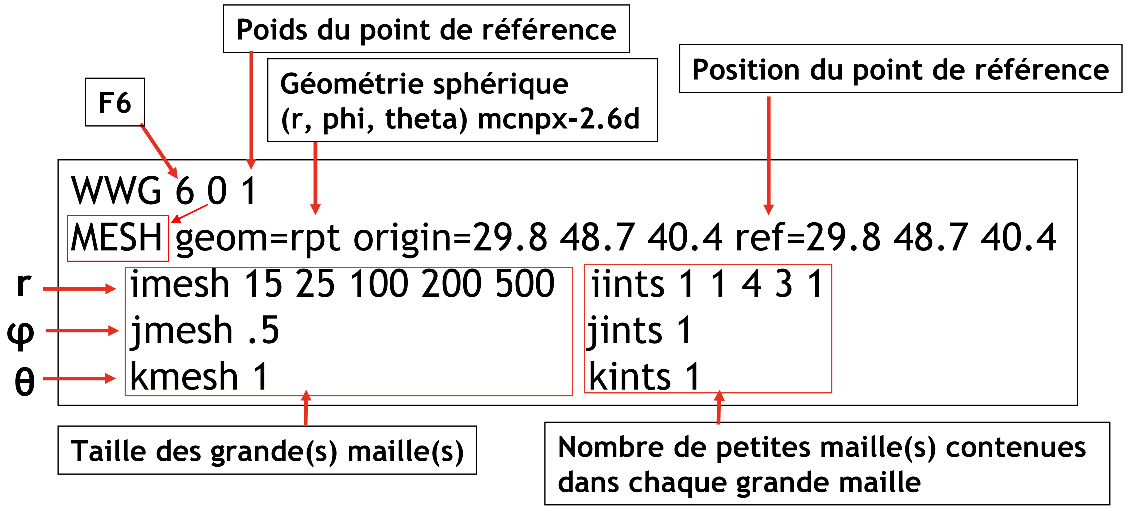


Figure 2-31 : Commandes annotées pour générer automatiquement des fenêtres de poids dans un maillage sphérique.

La carte MESH définit la géométrie et l'extension spatiale du maillage. La géométrie sphérique et spécifiée, puis l'origine du maillage et la position du point de référence. Les trois lignes suivantes décrivent l'extension et le découpage du maillage selon les coordonnées sphériques r, φ et θ.

Une fois que les limites basses des weight windows sont générées automatiquement dans chaque maille du MESH, elles sont employées dans la réduction de variance. Pour cela, la carte WWP, Weight Windows Parameter, permet de définir comment sont utilisées les weight windows comme le décrit la Figure 2-32.

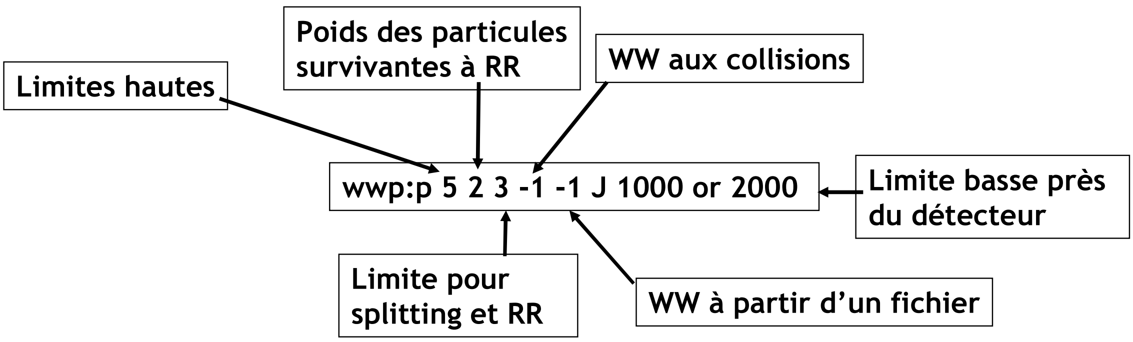


Figure 2-32 : Commande annotée pour utiliser les weight windows générées. RR, Russian roulette

La réduction de variance doit être appliquée à un type de particule, ici les photons, « p ». Le second argument précise la définition des limites hautes des weight windows par rapport aux limites basses. Les limites hautes sont obtenues en multipliant par 5 la valeur des limites basses. Ensuite, le poids des particules survivantes à la roulette russe est défini : Il vaut 2 fois le poids de la limite basse. Puis une limite est donnée à la fréquence d'application de la réduction de variance : Splitting et roulette russe ne peuvent être utilisées plus d'une fois sur 3. Ces trois premières valeurs sont initialement choisies conformément aux recommandations de la documentation MCNPX. Plusieurs essais sont ensuite nécessaires afin d'ajuster les valeurs à celles donnant les meilleurs résultats en terme d'efficacité au sens de la réduction de variance. Le quatrième argument indique où les poids des particules doivent êtres vérifiés. Comme dans le cas de l'Am-241, le contrôle des poids n'est demandé qu'aux collisions (-1). Ensuite, il est précisé que les limites basses sont à extraire d'un fichier « -1 » qui est également donné en entrée du calcul. Le dernier argument a été implémenté à l'occasion de cette étude. Il permet de normaliser à nouveau les weight windows au niveau du point de référence afin d'éviter toute roulette russe qui détruirait l'arbre de déconvolution du tally F8. Le poids de la source est de 10^5. Il a été choisi de définir la limite basse du point de référence situé au centre des quatre détecteurs à un centième du poids de la source, soit 1000, afin que les particules soient souvent scindées dans cette région et voient augmenter leur probabilité de contribuer au tally F8.

Le résultat du tally F8 et de l'efficacité des méthodes de réduction de variance sont rassemblés et comparés au calcul analogue dans le Tableau 2-3.

	Résultat tally F8 (coups)	**Incertitude statistique relative R**	**FOM**	**FOM relative**	**Commentaires**
Calcul analogue	4,15	0,0156	3.7	1	(-) très lent
SB sphère, WWP	4,28	0,0407	37	10	(+) contributions rayonnement diffusé (+) convergence (-) algorithme de déconvolution= lent
SB sphère	4,35	0,0432	45	12	(-) contributions rayonnement diffusé
SB sphère 100%→1 det	4,19	0,0114	624	170	(-) scores autres détecteurs (-) contributions rayonnement diffusé

Tableau 2-3 : Comparaison du résultat du tally F8 et de l'efficacité des méthodes de réduction de variance par rapport au calcul analogue. SB sphère : biaisage directionnel vers une sphère entourant les quatre détecteurs ; 100%->1 det : la sphère entoure un seul détecteur ; WWP : utilisation des weight window.

Le calcul analogue correspond au calcul sans méthode de réduction de variance. L'efficacité de chaque méthode de réduction de variance est quantifiée par le FOM. Pour les comparer, chaque FOM est normalisé par celui du calcul analogue. Le biaisage vers une sphère entourant un seul détecteur avec 100% de probabilité de tirage vers la sphère donne la meilleure efficacité, avec un calcul 170 fois plus rapide. Toutefois, les résultats dans les autres détecteurs sont médiocres ainsi que la simulation de la contribution du rayonnement diffusé. Le biaisage vers une sphère entourant les quatre détecteurs fournit une efficacité satisfaisante, le calcul est 12 fois plus rapide que le calcul analogue. Mais les contributions du rayonnement diffusé sont encore mal modélisées. En association avec les weight windows, le biaisage vers cette sphère conserve une efficacité acceptable avec une accélération par 10 du calcul. De plus, les contributions du rayonnement diffusé sont mieux contrôlées et la convergence est meilleure. Le principal inconvénient reste la méthode de déconvolution, consommatrice de temps de calcul.

La représentation graphique des spectres en énergie de chaque simulation illustre également l'effet des méthodes de réduction de variance (Figure 2-33).

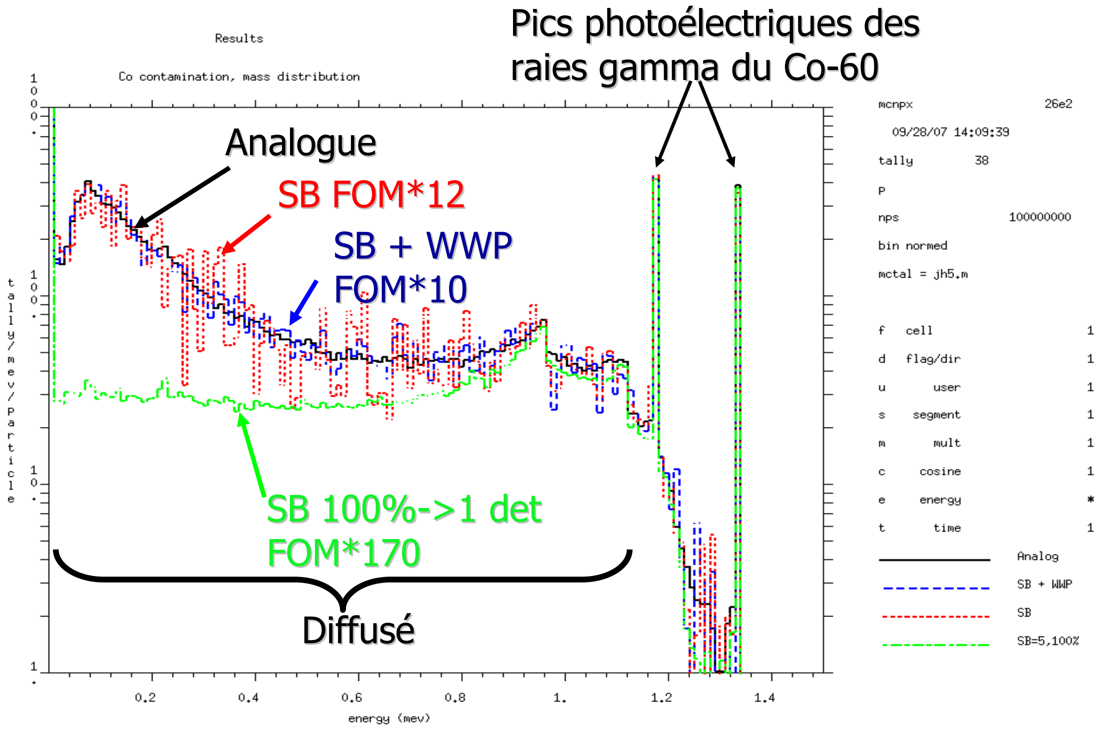


Figure 2-33 : Visualisation par le traceur MCNPX des spectres en énergie obtenus pour chaque méthode de réduction de variance ; en noir : le calcul analogue, en vert : biaisage à 100% de probabilité vers une sphère entourant un seul détecteur, en rouge : biaisage vers une sphère entourant les quatre détecteurs, en bleu : biaisage vers une sphère entourant les quatre détecteurs associé aux weight windows.

Les spectres sont constitués de deux pics photoélectriques issus des raies à 1,17 et 1,33 MeV du Co-60 ainsi que d'un fond continu issu des rayonnements diffusés. Toutes les méthodes de réductions de variance reproduisent fidèlement les deux pics photoélectriques mais des disparités apparaissent pour la contribution du rayonnement diffusé. Le biaisage à 100% vers la sphère entourant un seul détecteur entraîne une sous-estimation de la contribution du rayonnement diffusé entre 0 et 1 MeV. Lors du biaisage vers la sphère entourant les quatre détecteurs, la contribution du rayonnement diffusé présente de fortes fluctuations qui sont mieux contrôlées si le biaisage est associé aux weight windows.

2.2.4 Conclusion

La prise en compte de la biocinétique dans les simulations de mesures *in vivo* et l'atténuation des raies de basse énergie entraînent une diminution de la précision ou une augmentation du temps des calculs Monte Carlo. Deux problèmes particuliers de mesure de l'Am-241 et du Co-60 ont été étudiés pour lesquels de nouvelles méthodes de biaisage directionnel de la source vers un point ou une sphère ont été développées dans le code MCNPX.

Le biaisage vers une sphère a été appliqué à une simulation de mesure pulmonaire consécutive à une contamination par inhalation d'Am-241. En association avec des weight windows, cette méthode a permis d'accélérer le temps de calcul par un facteur 6.

Pour la simulation de la mesure corps entier d'une contamination par inhalation de Co-60, le biaisage de la source vers une sphère a accéléré le temps de calcul par un facteur 12 à 170. L'accélération du calcul par un facteur 170 est obtenue au prix du réalisme du spectre correspondant au rayonnement diffusé et de ceux de 3 des 4 détecteurs simulés. Les weight windows n'agissent pas sur les particules initialement émises et accélérèrent donc peu le calcul mais elles permettent de contrôler les fluctuations des particules diffusées.

Les méthodes de réduction de variance permettent de réduire le temps nécessaire au calcul Monte Carlo voire d'obtenir un résultat sinon impossible à calculer dans des temps acceptables. Cependant, la compréhension et la mise en œuvre des méthodes de réduction de variance restent complexes.

CHAPITRE 3 Développement d'une méthodologie pour étudier l'influence de la biocinétique sur la mesure anthroporadiamétrique

Ce chapitre explicite la méthode développée pour étudier l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*, à partir de l'utilisation des nouveaux modules de modélisation de la source d'activité basées sur les distributions biocinétiques implémentées dans OEDIPE et présentées précédemment. Dans une deuxième partie, ces méthodes sont mises en œuvre avec le modèle du système de mesure du LEDI au Vésinet.

3.1 Méthodes de calcul des coefficients d'étalonnage en efficacité en fonction du modèle biocinétique

3.1.1 Prise en compte de la biocinétique dans OEDIPE pour simuler les mesures *in vivo*

Les nouveaux modules développés dans OEDIPE permettent d'utiliser les distributions d'activité prévues par les modèles biocinétiques de la CIPR pour modéliser la contamination interne de façon plus réaliste. Pour cela, il faut :

- lancer le code de calcul biocinétique DCAL [Eckerman *et al.*, 2001] (Dose and risk Calculation, Oak Ridge National Laboratory, USA) en mode interactif,
- convertir les rétentions calculées dans les compartiments du modèle biocinétique en activités dans les organes segmentés du fantôme numérique voxélisé,
- importer la distribution d'activité dans le module principal d'OEDIPE pour définir la géométrie de contamination interne.

La mesure *in vivo* est ensuite simulée avec le modèle du système de détection. Le calcul Monte-carlo fournit la réponse du système détecteur, en termes de nombre de photons captés $N_{simulation}^{Biocinétique}$, à partir de laquelle sont déterminés :

- le coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à l'activité totale distribuée entre les organes,
- la contribution de chaque organe à la mesure de l'organe d'intérêt,
- un coefficient relatif à l'activité de l'organe d'intérêt.

3.1.2 Calcul du coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à l'activité distribuée dans l'organisme selon la prévision du modèle biocinétique

3.1.2.1 Première méthode : calcul direct

Le coefficient d'étalonnage en efficacité est déterminé à un temps donné après l'incident de contamination suivant le modèle biocinétique et la géométrie de comptage. La formule classique de calcul d'un coefficient d'étalonnage, reliant la réponse du système de détection à la source d'activité à laquelle il est exposé, est utilisée (Formule 1-8) :

Formule 3-1 : $$\varepsilon_{total}^{Biocinétique} = \frac{N_{simulation}^{Biocinétique}}{A_{total}^{Biocinétique} * I_{raie} * t_{comptage}}$$

Contrairement à la situation d'étalonnage classique avec des fantômes physiques, l'activité $A_{total}^{Biocinétique}$ n'est pas concentrée de façon homogène dans un organe ou dans le corps entier mais répartie de façon hétérogène dans tous les organes du fantôme voxélisé. I_{raie} est le nombre moyen de photons de l'énergie de la raie considérée émis lors d'une transformation nucléaire (intensité de la raie) et $t_{comptage}$ est la durée de la mesure. Pour un système de comptage à plusieurs détecteurs, $N_{simulation}^{Biocinétique}$ représente la somme des comptages des détecteurs. Cette méthode est commode pour l'analyse d'un spectre *in vivo* mesuré à un temps donné avec la distribution biocinétique réaliste correspondante.

Cependant, dans le cadre d'une étude systématique de l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*, cette méthode nécessite d'effectuer autant de calculs Monte-Carlo que de distributions biocinétiques considérées, au prix d'un temps de calcul important, allant jusqu'à plusieurs jours par géométrie étudiée. Afin de se ramener à un temps de calcul acceptable, une autre méthode a été appliquée pour diminuer le nombre de simulations nécessaires.

3.1.2.2 Deuxième méthode : calcul par combinaison linéaire

La contribution de chaque organe à la mesure dépend de la fraction d'activité qu'il retient, de sa forme et de sa position par rapport au détecteur.

L'efficacité spécifique $\varepsilon_{organe}^{100\ \%}$ de chaque organe est tout d'abord calculée dans la géométrie de mesure considérée pour une contamination restreinte à cet organe $A_{organe}^{100\ \%}$ selon la Formule 3-2.

Formule 3-2 : $$\varepsilon_{organe}^{100\ \%} = \frac{N_{simulation}^{100\ \%\ _\ organe}}{A_{organe}^{100\ \%} * I_{raie} * t_{comptage}}$$

$N_{simulation}^{100\%_organe}$ est le résultat du comptage. L'efficacité relative à l'activité totale distribuée dans le fantôme numérique voxélisé est ensuite déterminée par une combinaison linéaire des efficacités spécifiques suivant la fraction d'activité $f_{organe}^{Biocinétique}$ retenue dans chaque organe à l'instant considéré selon la Formule 3-3.

Formule 3-3 : $$\varepsilon_{total}^{Biocinétique} = \sum_{organes} f_{organe}^{Biocinétique} * \varepsilon_{organe}^{100\%}$$

Ainsi, une fois que les efficacités spécifiques sont déterminées pour chaque organe par simulation Monte-Carlo, l'efficacité relative à toute distribution d'activité peut être simplement obtenue par combinaison linéaire. Cette deuxième méthode permet d'étalonner numériquement le système de mesure quelle que soit la distribution du radionucléide à partir de la base de données d'efficacités spécifiques. De plus, cette deuxième méthode permet d'isoler et de quantifier la contribution de chaque organe au résultat de mesure ou à l'efficacité relative à l'activité totale par :

Formule 3-4 : $$f_{organe}^{Biocinétique} * \varepsilon_{organe}^{100\%}$$

;

Ainsi, dans le cadre d'une étude systématique de l'influence de la biocinétique, la deuxième méthode sera utilisée tandis que la première méthode sera privilégiée pour fournir un coefficient d'étalonnage spécifique d'une distribution biocinétique à un temps de mesure donné.

3.1.2.3 Détermination de l'activité dans un organe à partir du coefficient d'efficacité relatif à l'activité totale

Quelle que soit la méthode employée, l'activité d'un organe d'intérêt peut être déduite de l'activité totale à l'aide du modèle biocinétique :

Formule 3-5 : $A_{organe}^{Biocinétique} = f_{organe}^{Biocinétique} * A_{totale}^{Biocinétique}$

3.1.3 Calcul du coefficient relatif à l'activité de l'organe d'intérêt selon le modèle biocinétique

Un nouveau coefficient peut être défini pour estimer l'activité d'un organe d'intérêt à partir de sa mesure locale. Sa définition est similaire à celle d'un coefficient d'étalonnage en efficacité. Mais le nombre d'événements au numérateur correspond à la contribution de tous les organes alors l'activité au dénominateur est uniquement celle de l'organe d'intérêt.

L'efficacité relative à l'activité de l'organe mesuré selon le modèle biocinétique est calculée par :

Formule 3-6 : $\varepsilon_{organe}^{biocinétique} = \dfrac{N_{simulation}^{biocinétique}}{A_{organe}^{biocinétique} * I_{raie} * t_{comptage}}$

En théorie, il est possible de calculer, dans chaque géométrie de comptage, un coefficient relatif à l'activité de chaque organe et à l'activité totale. Par exemple, l'activité totale et l'activité du foie peuvent être estimées simultanément à partir de la seule mesure pulmonaire.

3.1.4 Comparaison de l'étalonnage tenant compte de la biocinétique à l'étalonnage classique

Afin de mettre en évidence l'influence de la biocinétique et d'établir des comparaisons par rapport à la méthode d'étalonnage classique, le coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à un organe d'intérêt peut être calculé en considérant que 100% de l'activité est retenue dans cet organe, par analogie avec l'étalonnage classique réalisé avec les fantômes physiques (efficacité classique) :

Formule 3-7 : $\varepsilon_{organe}^{100\%} = \dfrac{N_{simulation}}{A_{organe}^{100\%} * I_{raie} * t_{comptage}}$

Le rapport entre cette grandeur et le coefficient d'étalonnage en efficacité relative à l'activité totale permet de quantifier l'influence de la contribution de chaque organe à la mesure de l'organe d'intérêt.

Le rapport entre cette grandeur et le coefficient relatif à l'activité de l'organe tenant compte de la biocinétique indique la correction à appliquer au coefficient d'efficacité classique pour prendre en compte la biocinétique dans l'estimation de l'activité de l'organe d'intérêt.

3.2 Etude de l'influence des paramètres d'exposition par inhalation d'Am-241 sur la mesure *in vivo*

Les développements réalisés dans OEDIPE pour l'intégration des modèles biocinétiques ont été mis en oeuvre pour étudier de façon systématique l'influence des paramètres d'exposition par inhalation ponctuelle que sont le délai depuis l'incorporation, le DAMA et le type d'absorption sur la mesure de l'Am-241. Fils du Pu-241, l'Am-241 est un actinide transuranien présent dans le combustible nucléaire usagé ou retraité, et associé aux isotopes du plutonium. L'émission de raies gamma de haute énergie le rend facile à mesurer *in vivo*. Aussi il est fréquemment utilisé comme traceur des contaminations par le plutonium. L'Am-241 est donc une cible de choix pour la surveillance de la contamination interne par mesure directe.

Afin de valider les développements et méthodes décrites précédemment, il a été décidé d'utiliser le modèle déjà caractérisé et validé [Liye *et al.*, 2007] du système de mesure *in vivo* du LEDI composé de quatre détecteurs germanium (Figure 3-1).



Figure 3-1 : Mesure pulmonaire réalisée avec le système à quatre détecteurs germanium du LEDI sur le site du Vésinet.

3.2.1 Optimisation de la segmentation du fantôme voxélisé MAX

La prise en compte des calculs biocinétiques dans la modélisation de la contamination retenue dans les organes du fantôme voxélisé nécessite d'établir un lien entre les compartiments du modèle

biocinétique et ces organes. MAX [Kramer R *et al.*, 2003] est un fantôme voxélisé représentatif du corps entier de l'homme de référence [ICRP-89, 2002] et contenant 125 organes segmentés. Il a été choisi pour réaliser les simulations de cette étude.

3.2.1.1 Méthode

Cependant, la segmentation de MAX est excessivement détaillée au regard des besoins de la simulation Monte Carlo de la mesure et de la correspondance avec les compartiments des modèles biocinétiques. C'est pourquoi certaines régions segmentées ont été regroupées en un même tissu. Ainsi, les différents os ont été rassemblés pour former un squelette complet. Les tissus caractéristiques de l'inhalation, poumons et voies aériennes extra-thoraciques, ainsi que les cibles de l'américium, foie et squelette, ont été identifiées comme autant de régions segmentées du fantôme après modification.

3.2.1.2 Résultat

La modification de MAX a conduit à un fantôme voxélisé adapté à notre étude (Figure 3-2); ses différents tissus ainsi que leurs caractéristiques sont indiqués dans le tableau de l'**Annexe 3**.

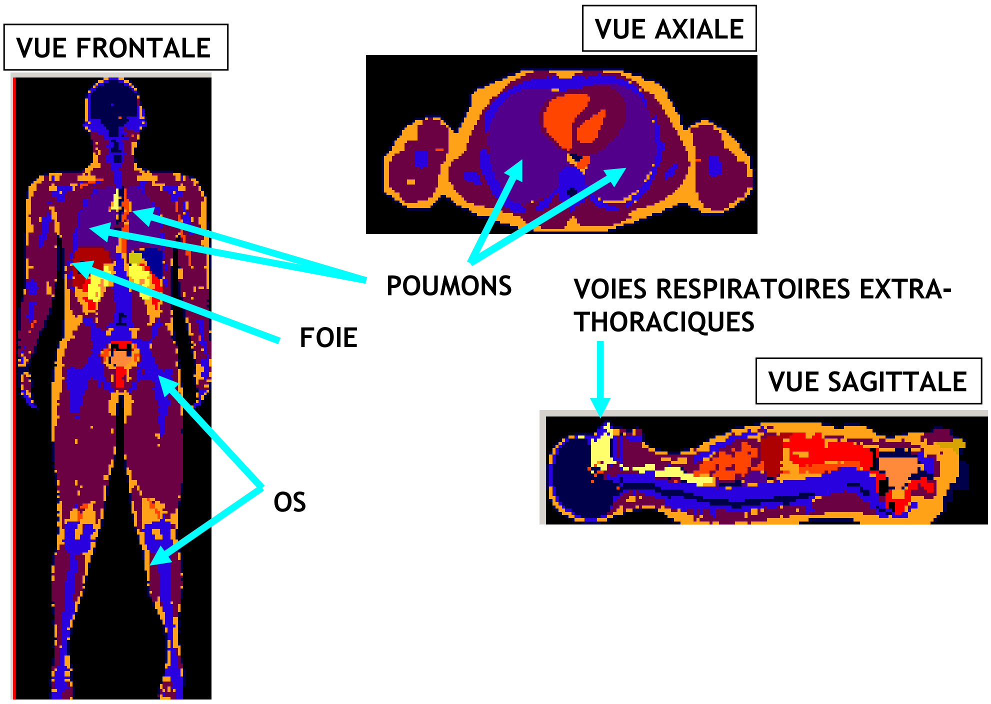


Figure 3-2 : Coupes frontale, axiale et sagittale du fantôme voxélisé MAX après modification ; localisation des tissus cibles principaux d'une inhalation d'américium.

3.2.2 Modélisation de la contamination interne à partir du calcul biocinétique

3.2.2.1 Méthode

Des conditions d'exposition vraisemblables ont été envisagées à partir de l'étude d'un cas de contamination rapporté dans la littérature [Kathren *et al.*, 2003]. Ainsi, quatre modèles biocinétiques différents ont été considérés par combinaison de valeurs de référence de l'AMAD (1 ou 5 µm) et du type d'absorption (S ou M) d'un aérosol contenant de l'Am-241. L'incorporation initiale a été fixée à 6300 Bq sur la base de l'analyse des données radiotoxicologiques de Kathren.

Après calcul biocinétique avec le logiciel DCAL, le module d'interface développé avec OEDIPE permet d'attribuer à chaque organe du fantôme voxel décrit ci-dessus l'activité prévue par le modèle biocinétique.

3.2.2.2 Résultat

3.2.2.2.1 Analyse des distributions d'activité dans le fantôme voxélisé

Les distributions d'activité obtenues après l'attribution à chaque organe du fantôme voxel de l'activité dérivée du calcul biocinétique sont représentées sur les histogrammes des Figure 3-3 et Figure 3-4.

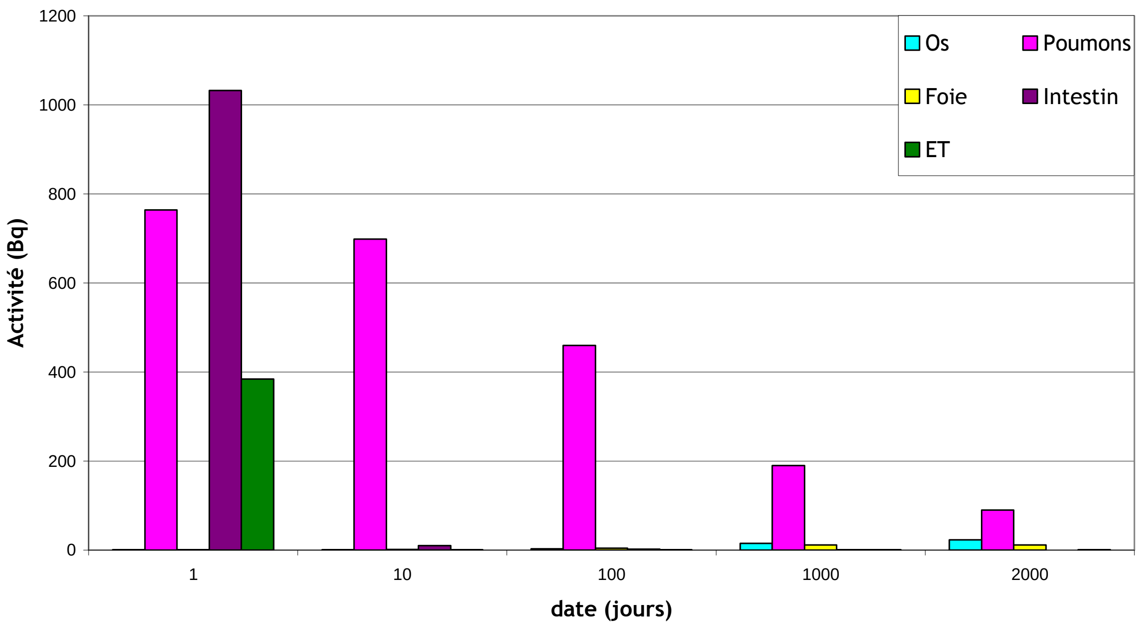


Figure 3-3 : Activité retenue dans les principaux organes contaminés pour un AMAD de 1 µm et un type d'absorption S. ET, voies aériennes extra-thoraciques.

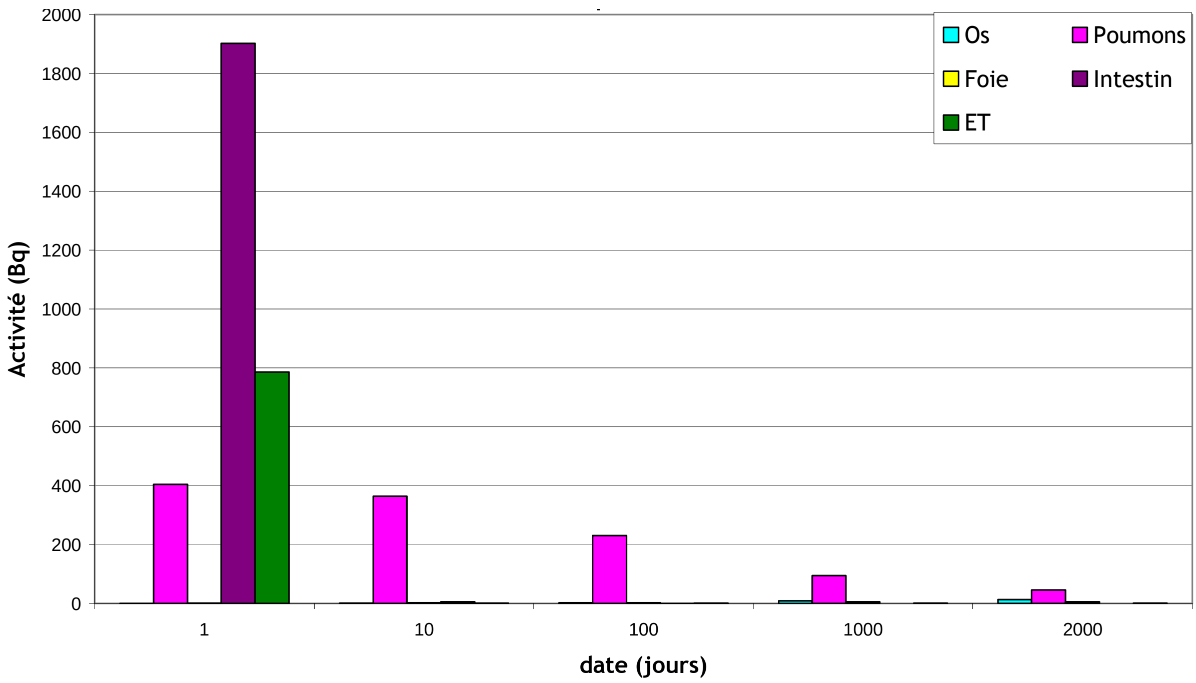


Figure 3-4 : Activité retenue dans les principaux organes contaminés pour un AMAD de 5 µm et un type d'absorption S. ET : voies aériennes extra-thoraciques.

Le jour de l'inhalation de 6300 Bq d'un aérosol de type S, l'activité dans les poumons est de l'ordre de 800 Bq pour un AMAD de 1 µm et de 400 Bq pour un AMAD de 5 µm. A l'inverse, la région extra-thoracique retient 400 Bq pour un AMAD de 1 µm mais 800 Bq pour un AMAD de 5 µm. Dès les premières heures après incorporation, l'épuration mucocilliaire et la déglutition entraînent environ 1000 Bq vers l'intestin pour un AMAD de 1 µm et 1900 Bq pour un AMAD de 5 µm. Les mêmes proportions sont obtenues avec un aérosol de type M. Ainsi, indépendamment du type d'absorption, les particules pénètrent moins profondément dans le système respiratoire quand l'AMAD augmente de 1 à 5 µm ; elles sont alors plus rapidement épurés vers le système digestif.

En revanche, l'épuration du radionucléide du système respiratoire vers le sang a lieu à la même vitesse quel que soit l'AMAD. Cette épuration est observable sur les Figure 3-3 à Figure 3-5 dans la diminution de l'activité pulmonaire après le premier jour.

Pour un type d'absorption M et un AMAD identique de 5 µm, les activités déposées dans les voies respiratoires sont identiques : 380 Bq d'Am-241 dans les poumons contre 800 Bq dans la région extra-thoracique. Mais la vitesse d'épuration est plus rapide pour le type M puisque les poumons sont complètement épurés au bout de 1000 jours alors que pour le type S le poumon reste le tissu le plus contaminé après 2000 jours.

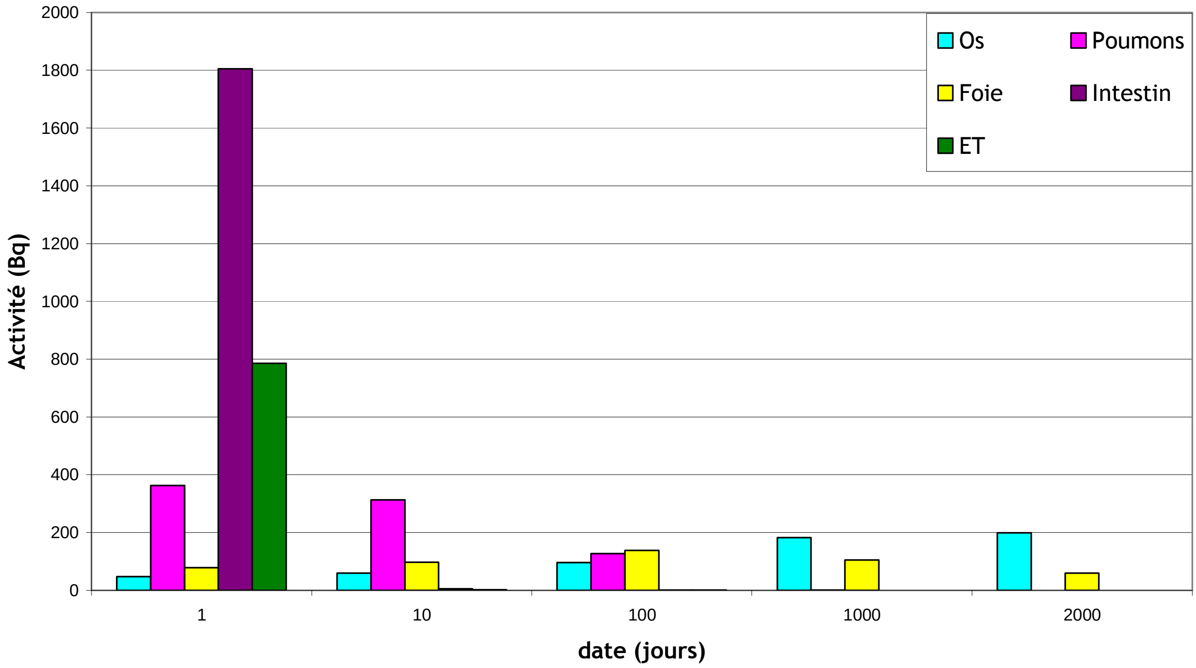


Figure 3-5 : Activité retenue dans les principaux organes contaminés pour un AMAD de 5 µm et un type d'absorption M. ET : voies aériennes extra-thoraciques.

Les histogrammes montrent une grande variation des distributions d'activité entre 1 et 10 jours. Afin de mieux observer cette évolution, les distributions ont été calculées pour les 10 premiers jours et sont représentées pour les principaux organes contaminés sur les Figure 3-6 à Figure 3-9.

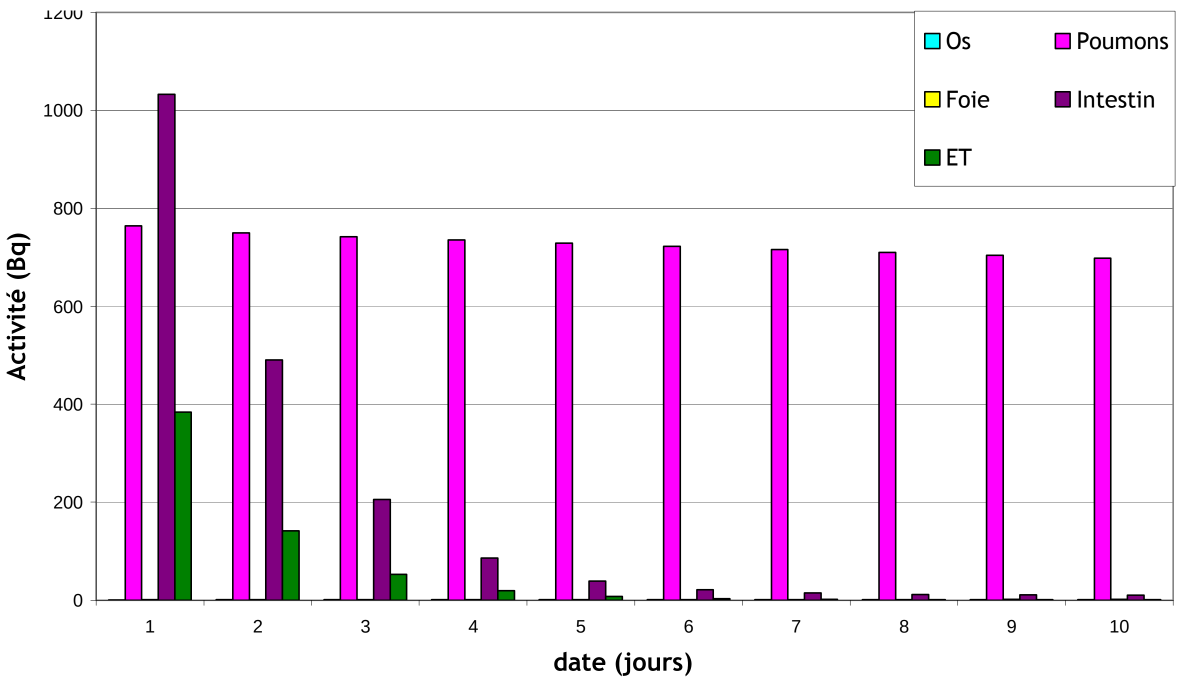


Figure 3-6 : Activité retenue dans les principaux organes contaminés pour un AMAD de 1 µm et un type d'absorption S. ET : voies aériennes extra-thoraciques.

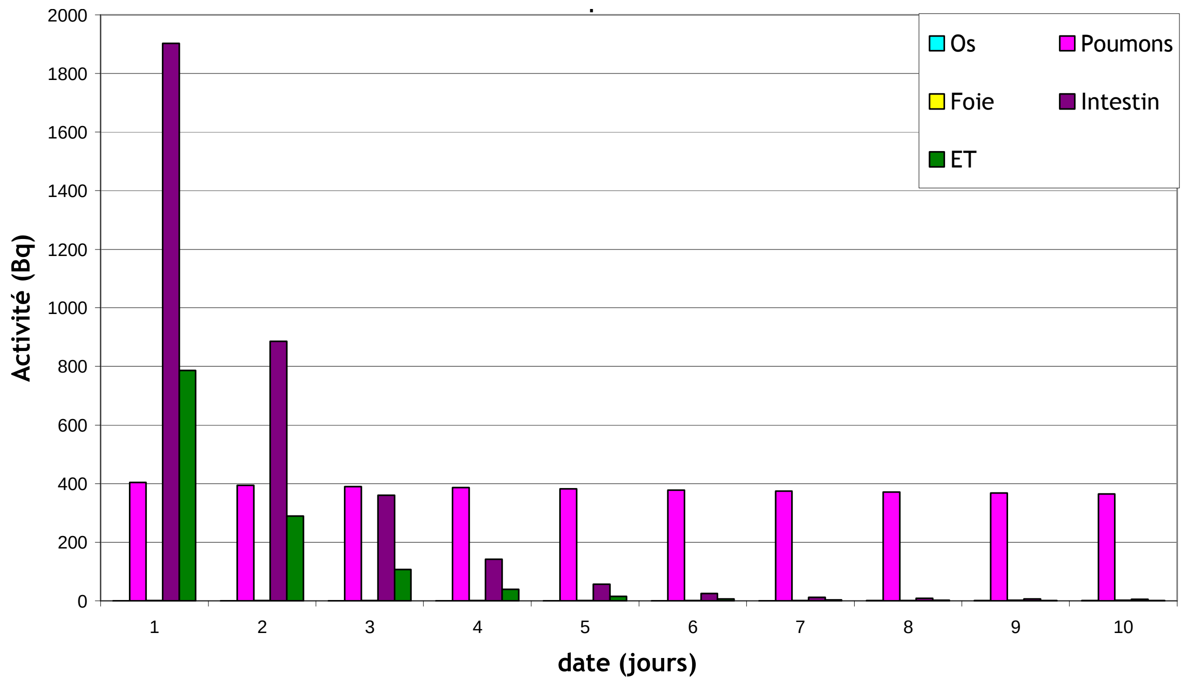


Figure 3-7 : Activité retenue dans les principaux organes contaminés pour un AMAD de 5 µm et un type d'absorption S. ET : voies aériennes extra-thoraciques.

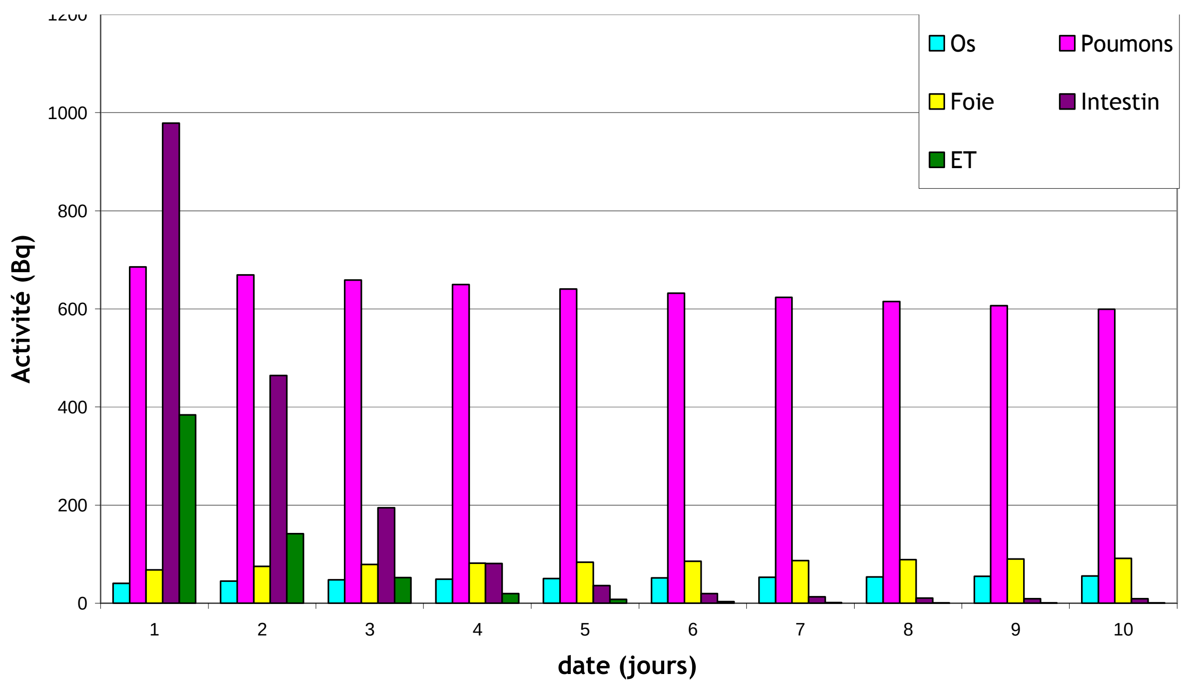


Figure 3-8 : Activité retenue dans les principaux organes contaminés pour un AMAD de 1 µm et un type d'absorption M. ET : voies aériennes extra-thoraciques.

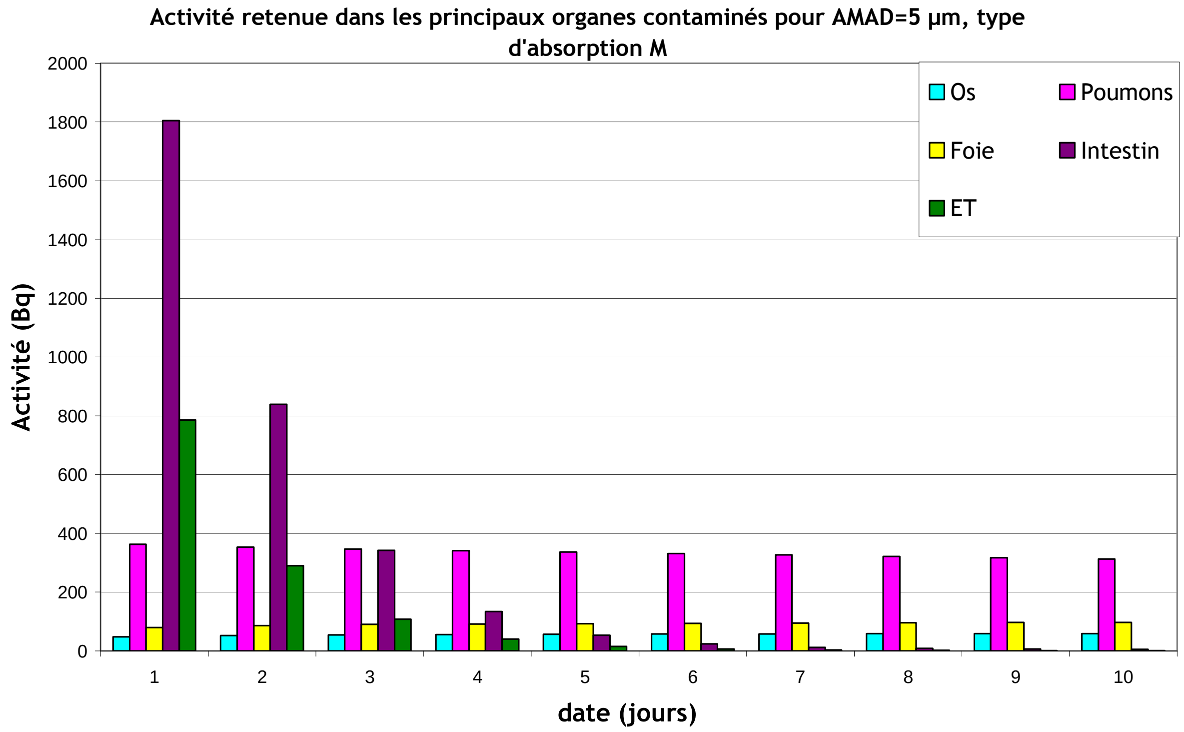


Figure 3-9 : Activité retenue dans les principaux organes contaminés pour un AMAD de 5 µm et un type d'absorption M. ET : voies aériennes extra-thoraciques.

Ces valeurs mettent à nouveau en évidence l'influence de l'AMAD sur la répartition du dépôt entre les voies aériennes extra-thoraciques et thoraciques. A une échelle micrométrique, plus l'AMAD est petit, plus les particules sont déposées en profondeur. De plus, les intestins et les voies aériennes extra-thoraciques sont rapidement épurés ; leur rétention est quasi nulle au bout du sixième jour.

En conclusion, les distributions d'activité observées dans le fantôme MAX modifié sont cohérentes avec le modèle biocinétique, ce qui valide les modifications apportées au fantôme et le protocole de conversion des distributions biocinétiques calculées par le logiciel DCAL en activités distribuées entre les organes du fantôme voxélisé dans OEDIPE.

3.2.2.2.2 Visualisation et analyse des concentrations d'activité dans le fantôme numérique voxélisé

Les distributions d'activité générées dans le fantôme numérique voxélisé pendant le calcul Monte-Carlo sont visualisées en Figure 3-10 grâce à la méthode décrite dans le paragraphe 2.1.1.4. La concentration relative d'activité entre les organes à une date donnée est représentée pour une coupe frontale passant par les organes d'intérêt: région extra-thoracique, poumons, intestin, squelette et foie.

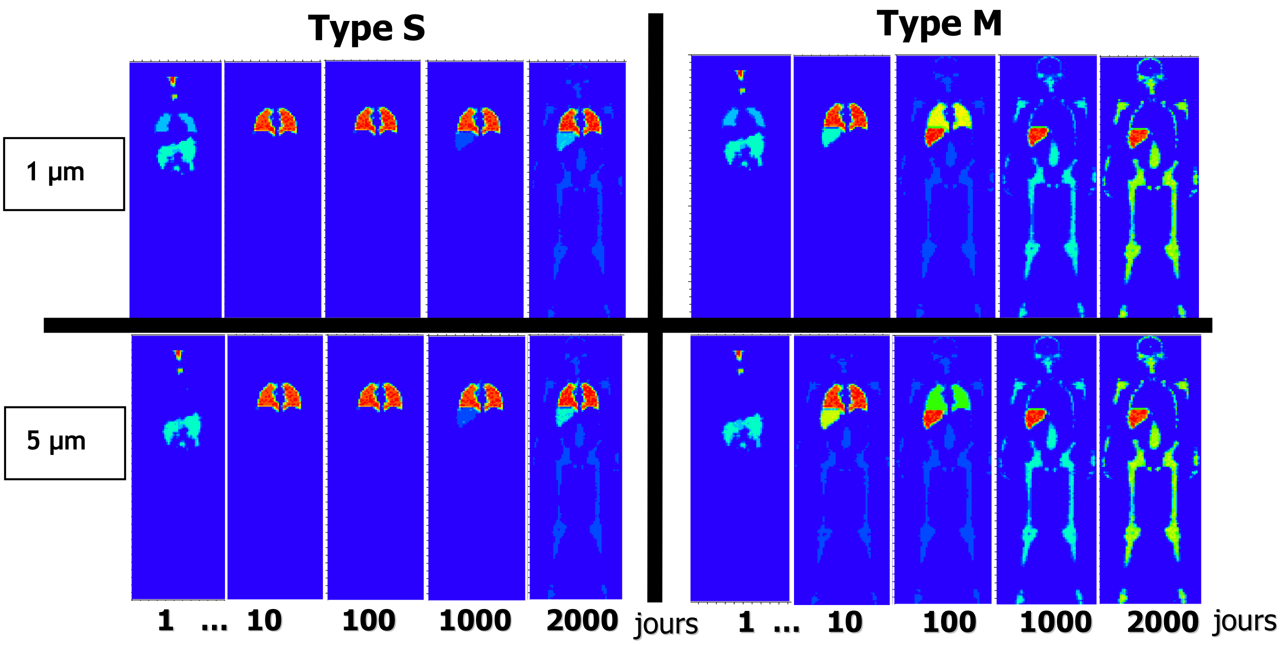


Figure 3-10 : Visualisation par le traceur de MCNPX des concentrations relatives d'activité simulées sur une coupe frontale du fantôme MAX à 1, 10, 100, 1000 et 2000 jours après l'inhalation aiguë d'un aérosol d'Am-241 d'AMAD=1 ou 5 µm et de type d'absorption S ou M. Le code couleur passe du bleu au rouge quand la concentration relative augmente. Visualisation en échelle linéaire.

Pour les paramètres d'exposition de référence - AMAD = 5 µm et type d'absorption M, l'épuration des poumons est rapide. Les organes cibles de l'Am-241, le foie et les os, retiennent une fraction croissante de l'activité à partir de 10 jours. Pour un même type d'absorption mais un AMAD variable, les distributions sont similaires. Pour le type d'absorption S, la majeure partie de l'activité reste localisée dans les poumons jusqu'à 2000 jours.

3.2.3 Modélisation de la mesure *in vivo* selon le modèle biocinétique

3.2.3.1 Méthode

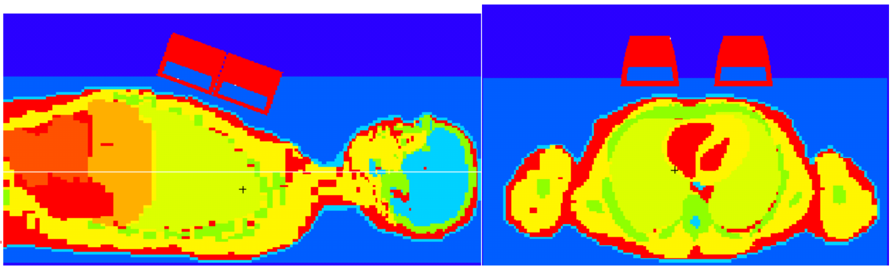
Le système de quatre détecteurs germanium du LEDI a été modélisé, validé et intégré dans OEDIPE [Liye *et al.*, 2007]. Pour chaque distribution d'activité dérivée du calcul biocinétique et introduite dans le fantôme MAX adapté à l'étude, la mesure anthroporadiamétrique a été simulée à l'aide d'OEDIPE. Les détecteurs sont successivement placés au contact du thorax, du foie et des genoux pour estimer respectivement la rétention pulmonaire, hépatique et osseuse. A l'aide des méthodes décrites dans le paragraphe I. B., les efficacités pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 sont

déterminées en fonction du temps après inhalation pour chaque modèle biocinétique et dans chaque géométrie de mesure à partir de la somme des événements comptabilisés dans les quatre détecteurs.

3.2.3.2 Résultats et discussion

3.2.3.2.1 Mesure *in vivo* en géométrie pulmonaire

La géométrie de mesure pulmonaire a été reproduite dans la simulation en plaçant les détecteurs germanium au contact du thorax (Figure 3-11).



(a) (b)

Figure 3-11 : Visualisation par le traceur MCNPX de la simulation de la géométrie de mesure pulmonaire (a) coupe sagittale ; (b) coupe axiale.

3.2.3.2.1.1 Equivalence des deux méthodes de calcul des efficacités

L'efficacité relative à l'activité totale distribuée a été déterminée par les deux méthodes expliquées en I. B. Elles conduisent aux mêmes résultats à 1% près, ce qui valide leur équivalence et permet de choisir l'une ou l'autre en fonction du besoin de l'utilisateur.

Temps (jours)	AMAD = 1 µm Absorption type M	AMAD = 5 µm Absorption type M	AMAD = 1 µm Absorption type S	AMAD = 5 µm Absorption type S
1	1,012	1,009	1,011	1,011
10	0,999	0,997	1,000	1,001
100	1,001	0,996	1,000	1,000
1000	0,999	0,996	1,000	1,000
2000	1,007	1,007	0,997	0,997

Tableau 3-1 : Rapport entre les valeurs du coefficient d'étalonnage en efficacité calculé par la méthode directe (Formule 3-1) et la méthode utilisant la combinaison linéaire (Formule 3-3).

3.2.3.2.1.2 Coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à l'activité totale en fonction de la date de la mesure et des paramètres physico-chimiques

Le coefficient d'étalonnage en efficacité relative à l'activité totale est représenté en Figure 3-12 pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 en fonction du temps après inhalation et selon les paramètres d'exposition retenus. La droite rouge représente l'efficacité obtenue si l'activité est localisée uniquement dans les poumons, comme dans le cas d'un étalonnage classique. La comparaison des efficacités dépendantes de la biocinétique avec l'efficacité déterminée classiquement permet de quantifier l'influence de la biocinétique sur l'efficacité de la mesure *in vivo*.

Un jour après l'incorporation, l'efficacité est principalement influencée par l'AMAD : Plus l'AMAD est élevé, plus l'efficacité est faible. A moyen et long termes, l'efficacité dépend essentiellement du type d'absorption.

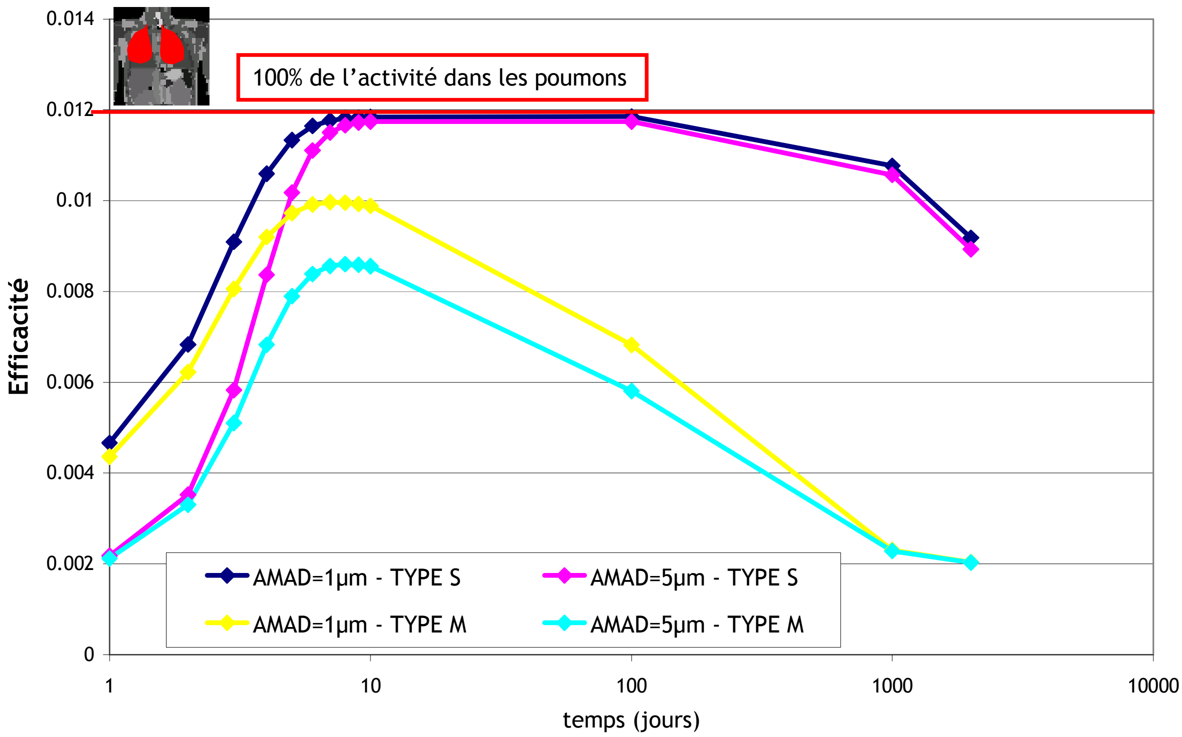


Figure 3-12 : Coefficient d'étalonnage en efficacité pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 en mesure pulmonaire relative à l'activité totale distribuée selon les quatre modèles biocinétiques considérés. Comparaison avec l'efficacité obtenue avec 100% d'activité dans les poumons. Les incertitudes statistiques du calcul Monte Carlo sont inférieures à 2% (non montré).

Dans les premiers jours, l'activité est majoritairement concentrée dans les voies aériennes extra-thoraciques et dans les intestins. Ces organes n'étant pas dans l'angle solide vu par les détecteurs, l'efficacité est environ 10 fois plus faible que l'efficacité de référence obtenue avec une activité localisée exclusivement dans les poumons.

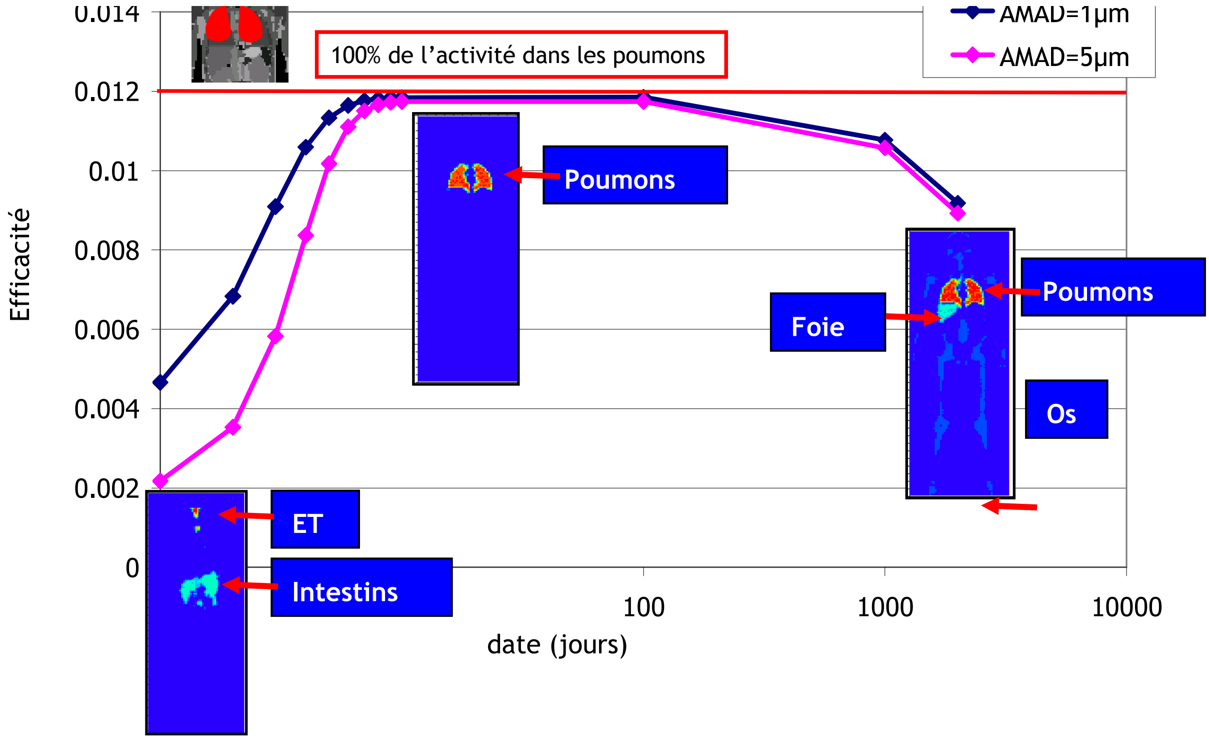


Figure 3-13 : Coefficient d'étalonnage en efficacité pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 en mesure pulmonaire relative à l'activité totale distribuée en fonction de l'AMAD pour le type d'absorption S. Comparaison avec l'efficacité obtenue avec 100% d'activité dans les poumons. Les incertitudes statistiques du calcul Monte Carlo sont inférieures à 2% (non montré). Les distributions d'activité sont représentées sur le graphe en regard des dates correspondantes.

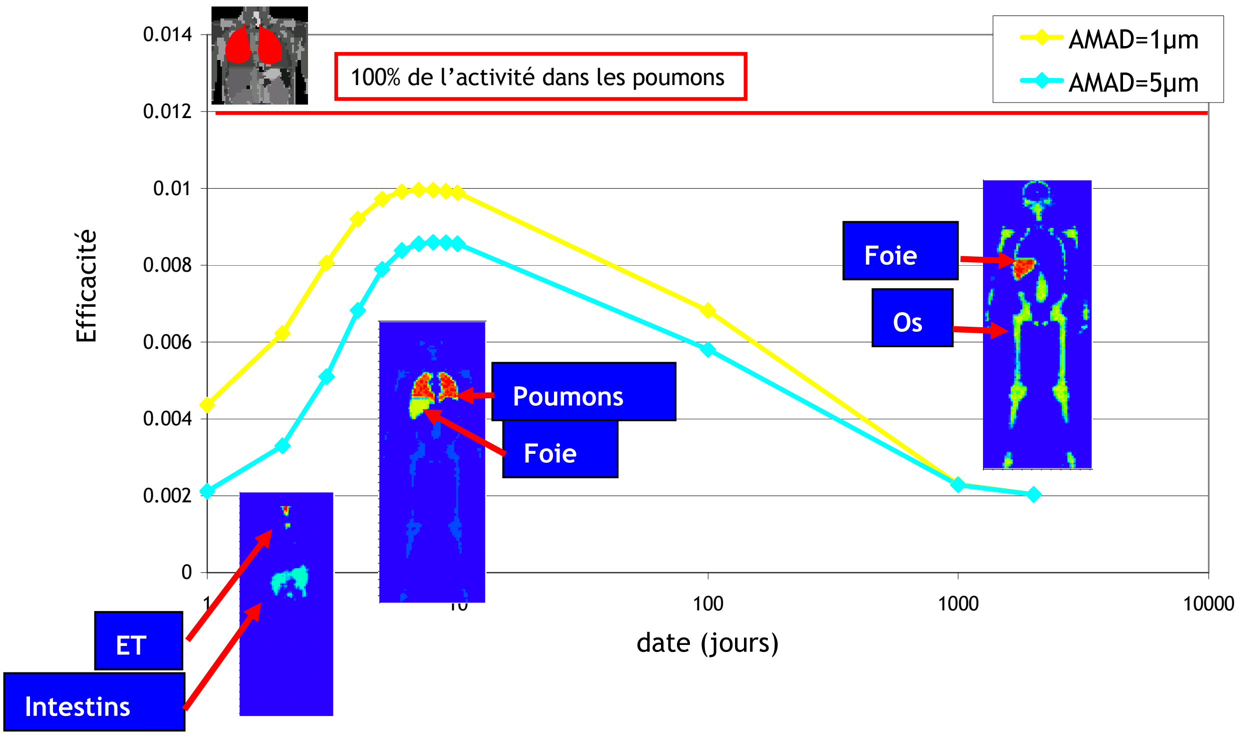


Figure 3-14 : Coefficient d'étalonnage en efficacité pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 en mesure pulmonaire relative à l'activité totale distribuée en fonction de l'AMAD pour le type d'absorption M.

Comparaison avec l'efficacité obtenue avec 100% d'activité dans les poumons. Les incertitudes statistiques du calcul Monte Carlo sont inférieures à 2% (non montré Les distributions d'activité sont représentées sur le graphe en regard des dates correspondantes.

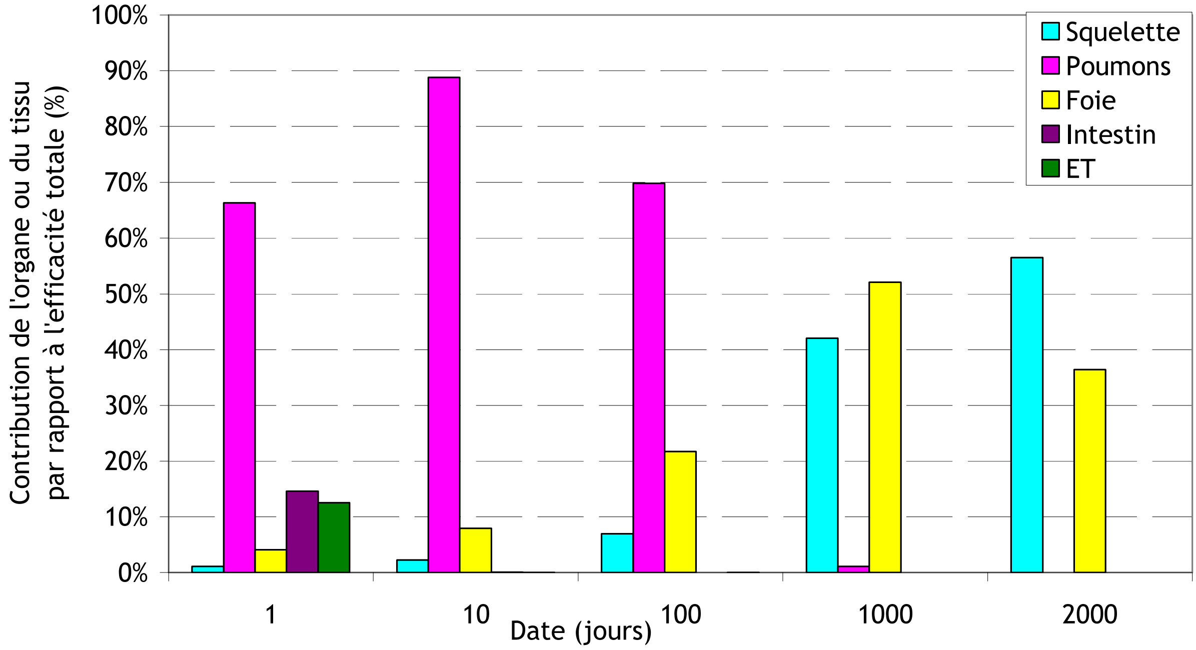


Figure 3-15 : Contribution relative des principaux organes à la mesure de l'Am-241 en géométrie pulmonaire, en fonction du temps après inhalation d'un aérosol d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption M.

Pour le type d'absorption S, il y a un bon accord entre 10 et 100 jours avec l'efficacité de référence car presque toute l'activité est concentrée dans les poumons (Figure 3-14). Ensuite, le foie et le squelette commencent à retenir une fraction modérée de l'activité totale ce qui conduit à la diminution de l'efficacité.

Pour le type d'absorption M, d'autres organes que le poumon contribuent rapidement au comptage en géométrie pulmonaire. 100 jours après l'incorporation, seulement 70% des photons détectés proviennent des poumons. A partir de 1000 jours, les poumons ne retiennent presque plus aucune activité. La seule contribution au comptage dit pulmonaire provient alors du foie (38% de la contribution au comptage) et des os (58% de la contribution au comptage) (Figure 3-15), ce qui rend la géométrie de mesure inappropriée. Aussi, une autre géométrie doit être envisagée. Pour l'américium, une mesure à proximité du foie ou du genou peut être effectuée en pratique.

3.2.3.2.1.3 Coefficient relatif à l'activité pulmonaire

L'évolution du coefficient permettant de déterminer directement l'activité pulmonaire à partir de la valeur de mesure est présentée dans la Figure 3-16 (Formule 3-6), seulement pour le type M car l'influence de la biocinétique sur la mesure pulmonaire est plus prononcée que pour le type S.

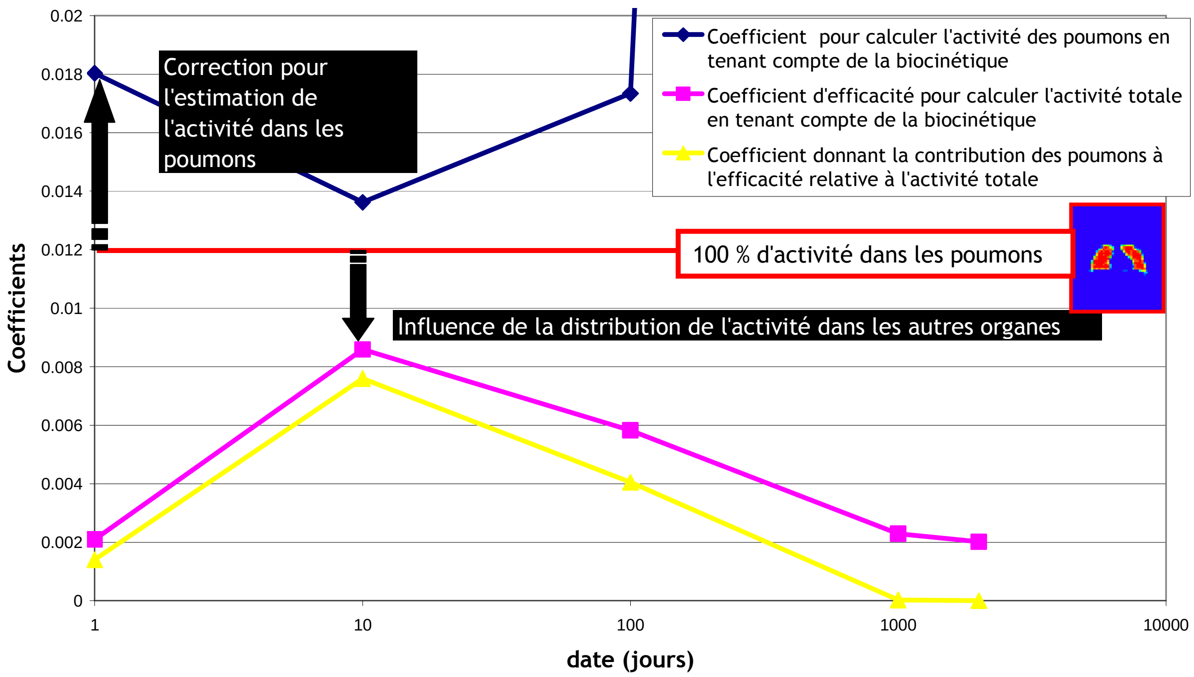


Figure 3-16 : Représentations des différents coefficients relatifs à la mesure pulmonaire de l'Am-241 calculés pour un AMAD=5 µm et un type d'absorption M. Comparaison avec le coefficient d'étalonnage classique.

Le rapport entre le coefficient permettant de calculer l'activité des poumons en prenant en compte la biocinétique (en bleu) et le coefficient obtenu en considérant 100% de l'activité dans les poumons (en rouge) fournit la correction à apporter au calcul classique du coefficient d'étalonnage pour prendre en compte la biocinétique. La contribution des poumons à la mesure pulmonaire (Formule 3-4)(en jaune) s'annule à partir de 1000 jours, c'est pourquoi le coefficient permettant de calculer l'activité dans les poumons tend vers l'infini et est alors inutilisable.

3.2.3.2.2 Mesure en géométrie genou

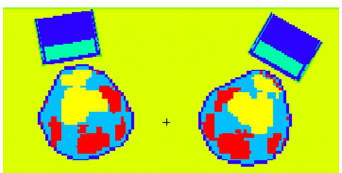


Figure 3-17 : Visualisation par le traceur de MCNPX de la géométrie de comptage du genou selon une coupe axiale.

Pour la géométrie de comptage du genou, un détecteur germanium est placé au-dessus de chaque genou comme le montre la Figure 3-17. Les efficacités estimées pour le type d'absorption M sont présentées dans la Figure 3-18 et comparées à l'efficacité calculée en supposant la contamination localisée uniquement dans le squelette.

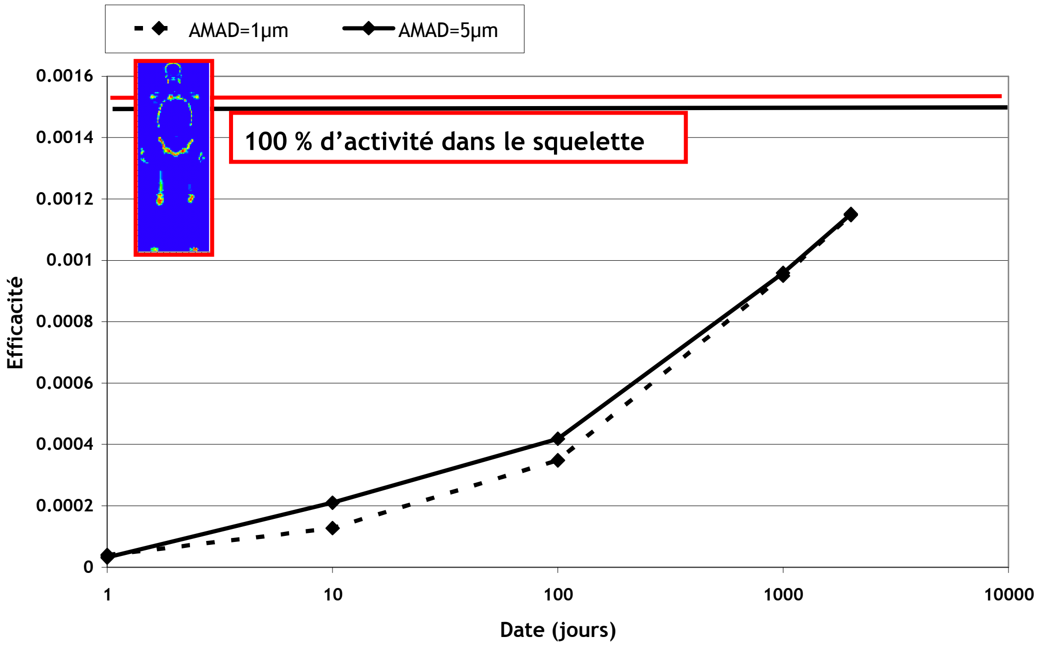


Figure 3-18 : Efficacité de la géométrie genou pour le comptage de l'Am-241 à 59,54 keV par rapport à l'activité totale distribuée dans le fantôme selon le modèle biocinétique (courbes noires) ou localisée uniquement dans le squelette (ligne rouge).

Lorsque la biocinétique est prise en compte, l'efficacité augmente avec le temps. Bien que son efficacité reste inférieure à celle du comptage pulmonaire, la géométrie de mesure du genou est pertinente à partir de 1000 jours après l'inhalation parce que l'influence de la distribution de l'activité hors du tissu d'intérêt sur le comptage est modérée (Figure 3-18) en comparaison de la géométrie pulmonaire (Figure 3-16). En effet, 90% de l'efficacité totale vient de la contribution du squelette (Figure 3-19). La mesure du genou est donc spécifique de l'estimation de la contamination du squelette.

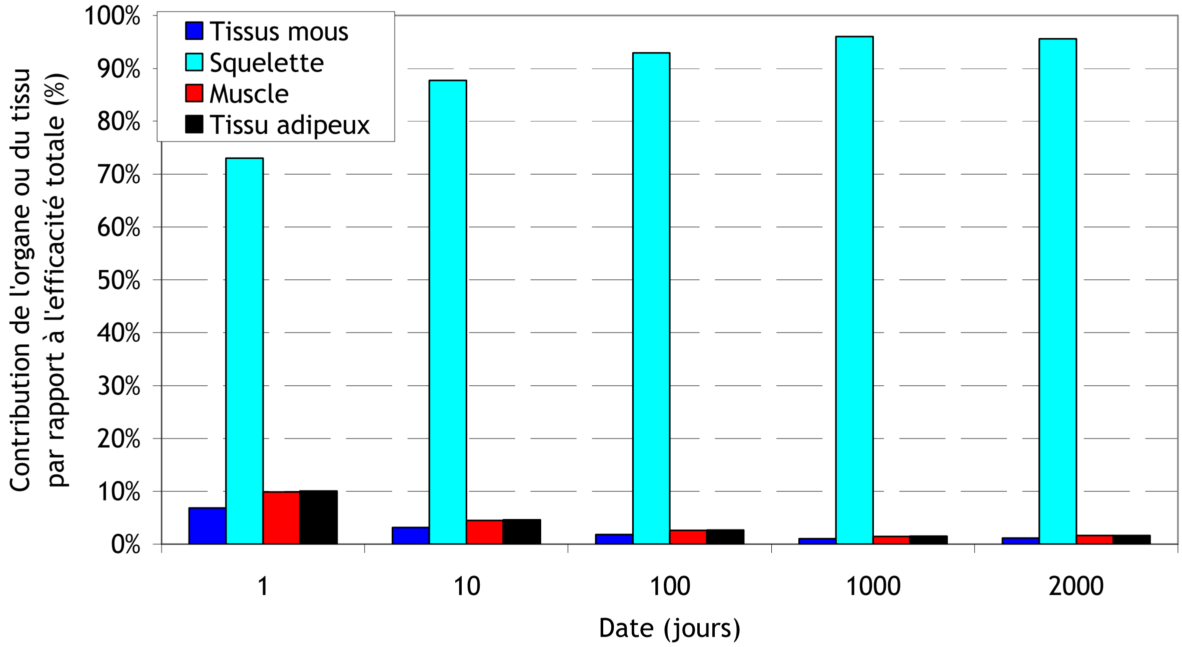


Figure 3-19 : Contribution relative des principaux organes au comptage en géométrie genou en fonction du temps après inhalation d'un aérosol d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption M.

3.2.3.2.3 Mesure *in vivo* en géométrie foie

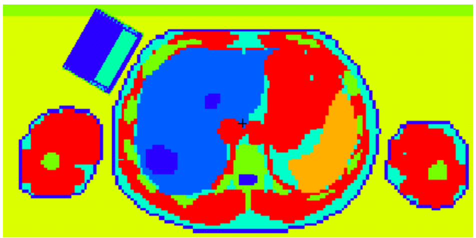


Figure 3-20 : Visualisation par le traceur de MCNPX de la géométrie de comptage du foie selon une coupe axiale.

En plus du comptage du genou, le comptage du foie (Figure 3-20) peut aussi être employé pour évaluer une contamination ancienne par inhalation d'Am-241 de type M. 1000 jours après l'inhalation, 85% des photons détectés dans cette géométrie proviennent du foie, les 15% restants provenant du squelette. La mesure du foie est donc raisonnablement spécifique de l'organe d'intérêt.

La valeur de l'efficacité pour le comptage en géométrie foie est globalement constante avec le temps, de l'ordre de 2.10^{-3}, ce qui est du même ordre de grandeur que pour le comptage pulmonaire 1000 jours après l'inhalation.

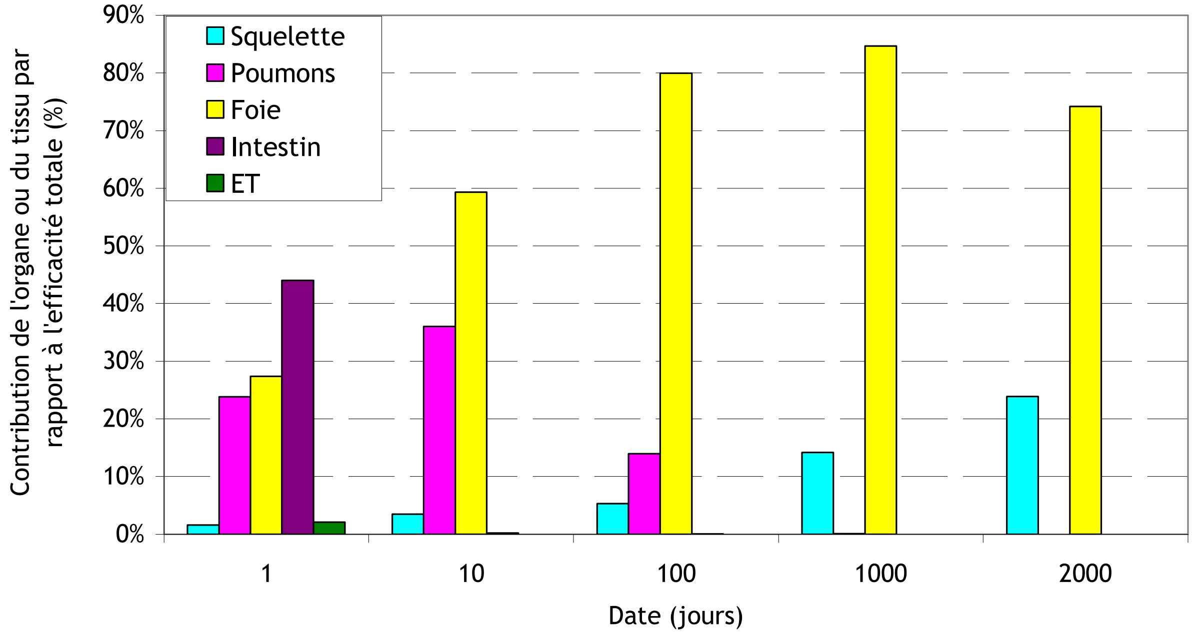


Figure 3-21 : Contribution relative des principaux organes au comptage en géométrie foie en fonction du temps après inhalation d'un aérosol d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption M.

Ainsi, à long terme après l'inhalation d'un aérosol de type M, la mesure des tissus cibles de l'Am-241, le foie et le squelette, permet de s'affranchir de la contribution des autres organes et donc de réduire la dépendance de la méthode vis-à-vis des incertitudes liées au modèle biocinétique [Leggett, 2001].

Cependant, ces mesures présentent une efficacité totale plus faible que dans le cas de la mesure pulmonaire qui reste alors intéressante pour détecter une contamination interne et pour estimer la rétention totale dans le corps et sa distribution, à défaut d'un comptage significatif en mesure foie ou genou.

3.2.3.2.4 Conséquences sur l'estimation de l'activité dans les poumons

Actuellement, la rétention d'activité dans les poumons est estimée à partir d'un comptage en géométrie pulmonaire et du coefficient d'efficacité obtenu avec le fantôme physique Livermore contenant une source d'activité localisée uniquement dans les poumons. Mais après contamination, le radionucléide est distribué dans l'ensemble de l'organisme, ce qui n'est pas pris en compte dans l'étalonnage en efficacité. Il est donc utile d'estimer l'écart entre l'activité estimée par l'étalonnage classique et l'activité réellement présente dans les poumons.

3.2.3.2.4.1 Méthode

L'étude du paragraphe 3.2.3.2.1 a permis d'estimer par simulation les coefficients d'étalonnage classiques obtenus sur la base d'une activité localisée uniquement dans les poumons. Nous avons simulé les spectres correspondant à une distribution d'activité réaliste correspondant au modèle biocinétique, estimé l'activité dans les poumons à l'aide des coefficients d'étalonnage classiques et comparé le résultat à l'activité effectivement présente.

3.2.3.2.4.2 Résultats

Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau 3-2.

Temps (jours)	Activité estimée (Bq)	Activité retenue (Bq)	Rapport entre l'estimation et l'activité réelle
1	541	363	1,5
10	352	313	1,1
100	183	127	1,4
1000	58	0.6	100
1500	50	0.04	1300
2000	46	0.002	23000

Tableau 3-2 : Comparaison entre l'activité pulmonaire estimée avec le coefficient d'étalonnage classique et l'activité pulmonaire retenue suivant le modèle biocinétique après inhalation d'un aérosol d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption M.

Si la contamination suit le modèle biocinétique utilisé, l'estimation de l'activité pulmonaire à partir des coefficients d'étalonnage classique est erronée dans les premières heures suivant l'incorporation et au-delà de 100 jours. Au bout d'un jour, l'activité pulmonaire réelle est surestimée de 50% à cause des contributions de l'intestin et de la région extra-thoracique (Figure 3-15). A 10 jours, l'activité n'est plus surestimée que de 10%, mais à 100 jours la surestimation atteint 40%. Au-delà de 1000 jours, l'estimation est incohérente avec la réalité. Cette surestimation croissante avec le temps est due aux contributions du foie et de la cage thoracique qui retiennent une fraction croissante de l'activité corporelle alors que les poumons sont presque totalement épurés dès 100 jours.

3.2.3.2.5 Variations entre les quatre détecteurs pour la mesure pulmonaire

N. Pierrat a étudié la variabilité de la réponse entre quatre détecteurs germanium face à une contamination pulmonaire homogène en Am-241 représentée par le fantôme Livermore voxélisé [Pierrat, 2005]. Nous avons complété cette étude avec la prise en compte de la biocinétique. Pour cela, les simulations des mesures pulmonaires du fantôme MAX ont été exploitées afin de déterminer la proportion d'événements issue de chaque détecteur par rapport au total du système de détection.

Lorsque la contamination est localisée uniquement dans les poumons (Figure 3-22), le comptage du détecteur placé au dessus du côté inférieur gauche du thorax est plus faible (22%) que le comptage des trois autres détecteurs (26% chacun). Le défaut d'événements détectés est attribuable au plus faible volume pulmonaire qui fait face à ce détecteur. Le cœur est placé entre et sous les poumons droit et gauche mais occupe davantage d'espace sous la partie inférieure du poumon gauche dont l'épaisseur est moindre. Ce défaut de comptage est également observé avec le fantôme Livermore [Pierrat, 2005], ainsi que 10 à 2000 jours après l'inhalation d'un aérosol de type S (Figure 3-23). La biocinétique d'un aérosol de type S n'influe donc pas sur cet effet. De plus, la réponse des trois autres détecteurs reste équivalente jusqu'à 2000 jours.

Pour un aérosol de type M, la répartition entre les comptages des détecteurs suit une évolution différente. Au bout d'une journée, les comptages sont équivalents. Après 10 jours, le défaut de comptage du détecteur inférieur gauche est observé par rapport aux autres détecteurs. De plus, le détecteur inférieur droit présente un comptage plus élevé que ceux des deux détecteurs supérieurs car il est positionné à proximité du foie qui commence à contribuer au comptage. Au-delà de 1000 jours, le détecteur supérieur gauche montre le comptage le plus faible, les détecteurs supérieur droit et inférieur gauche comptent le même nombre d'événements et le détecteur proche du foie compte la majeure partie des événements. A long terme après l'inhalation, les poumons étant épurés, les détecteurs sont uniquement sous l'influence de l'activité retenue dans la cage thoracique et le foie. En première approximation, on peut supposer que l'influence de la cage thoracique est globalement identique pour chaque détecteur, mais leur comptage diminue d'autant plus que la distance du détecteur au foie augmente.

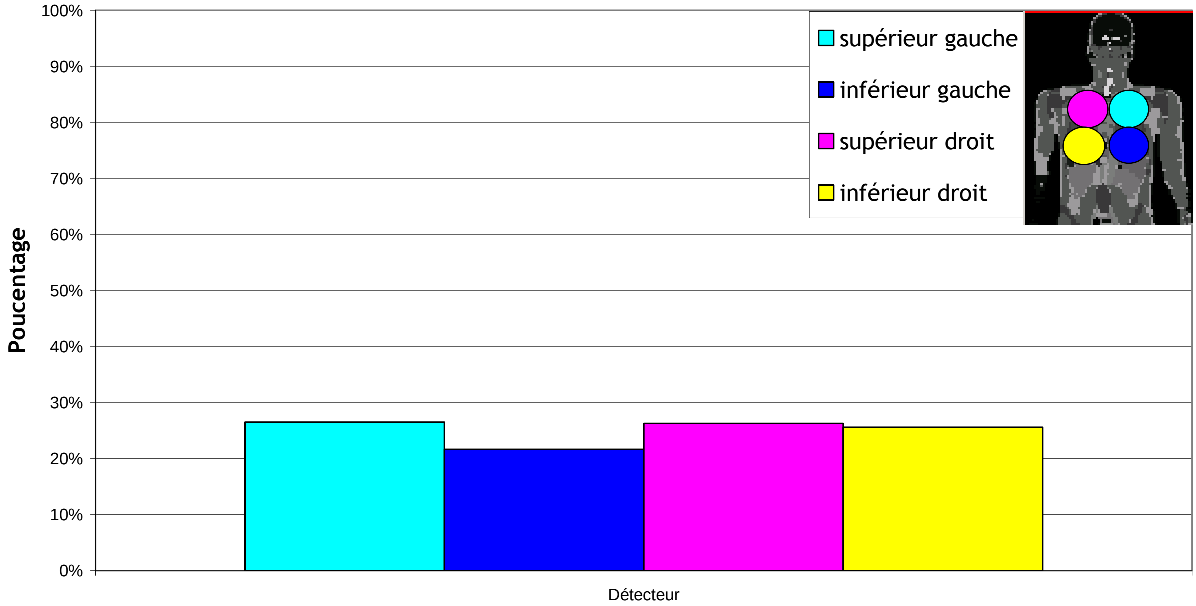


Figure 3-22 : Contribution de chaque détecteur au nombre total d'événements observés en géométrie de comptage pulmonaire lorsque seuls les poumons sont contaminés.

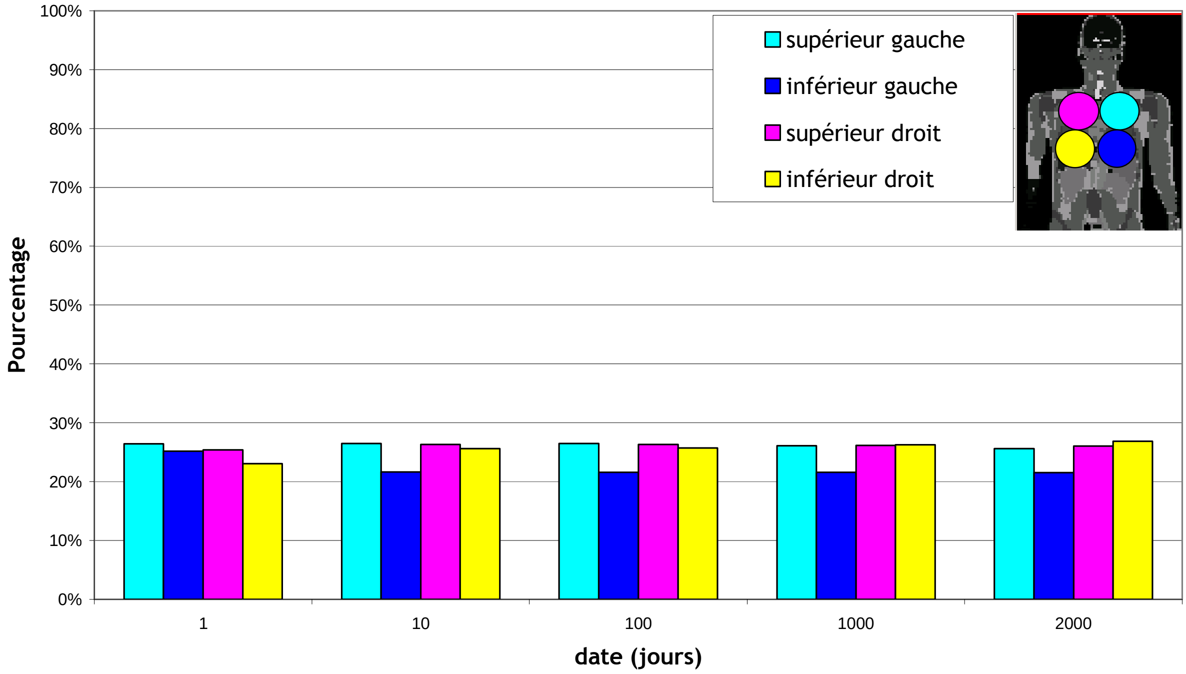


Figure 3-23 : Contribution de chaque détecteur au nombre total d'événements observés en géométrie pulmonaire suivant le temps après inhalation d'un aérosol d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption S.

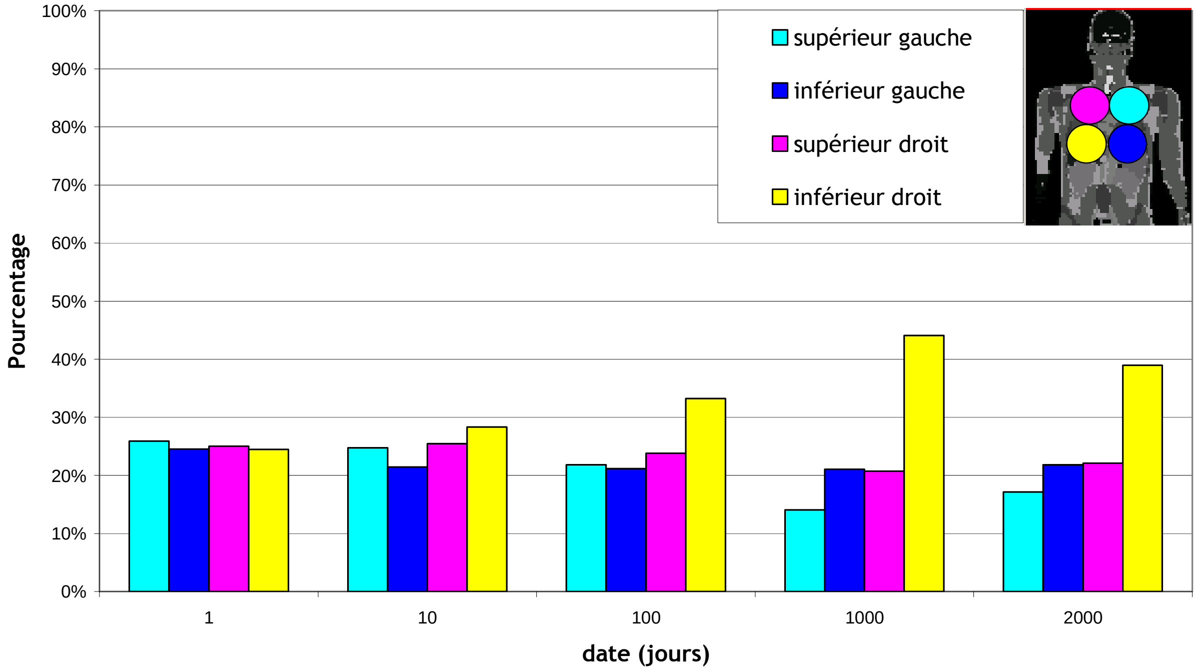


Figure 3-24 : Contribution de chaque détecteur au nombre total d'événements observés en géométrie pulmonaire suivant le temps après inhalation d'un aérosol d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption M.

La comparaison du nombre d'événements comptés par détecteur en fonction du temps a permis d'estimer la sensibilité de chaque détecteur à la biocinétique de l'activité suivant sa position. Pour un aérosol de type S, les proportions d'événements détectés sont équivalentes au cas d'une contamination homogène. Pour un aérosol de type M (Figure 3-24), une disproportion apparaît entre les détecteurs à cause de l'épuration du radionucléide du poumon vers la circulation sanguine entraînant une rétention dans les tissus cibles de l'Am-241 que sont le squelette et le foie. En valeur absolue, le nombre de coups total diminue en fonction du temps comme conséquence de l'épuration progressive du radionucléide de l'organisme.

CHAPITRE 4 Application à l'installation de mesure anthroporadiamétrique du Secteur Analyses Médicales de AREVA NC à La Hague

Une méthode de quantification de l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo* a été développée, mise en œuvre et validée au chapitre précédent à partir du modèle bien caractérisé de l'installation de mesure pulmonaire du laboratoire. La procédure va maintenant être appliquée au système de mesure du Secteur Analyses Médicales d'AREVA NC de l'usine de retraitement du combustible à La Hague. Suite à la caractérisation et à la modélisation de ce système, des coefficients d'étalonnage spécifiques à l'installation et applicables quelle que soit la distribution seront calculés pour la mesure pulmonaire des raies à 17,8 keV et 59,54 keV de l'Am-241 et pour la mesure corps entier du Co-60. Puis, une étude rétrospective et prospective d'un cas de contamination réel par inhalation sera menée en tenant compte de la biocinétique du radionucléide pour en quantifier l'influence sur l'analyse des spectres résultats.

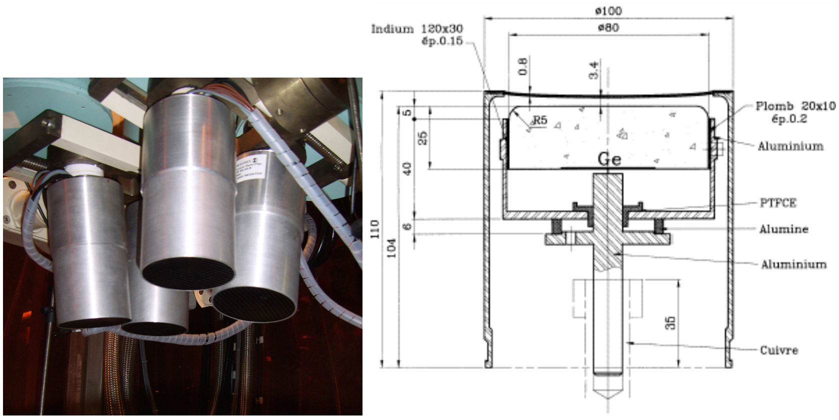
4.1 Modélisation du système de mesure du Secteur Analyses Médicales d'AREVA NC à La Hague

4.1.1 Système de mesure pulmonaire du Secteur Analyses Médicales d'AREVA NC à La Hague

Le Secteur Analyses Médicales (SAM) de l'établissement AREVA NC de La Hague dispose d'une cellule de mesure anthroporadiamétrique, essentiellement dédiée à la mesure pulmonaire des actinides émetteurs à basse énergie. Elle est aussi employée pour la mesure en mode corps entier et adaptée à d'autres radionucléides émetteurs à plus haute énergie tels que le Co-60.

La cellule, de dimensions 2,5 x 2,5 x 2,1 m, est blindée par une épaisseur de 100 mm de plomb à bas bruit de fond recouvert de 3 mm de cuivre électrolytique. Quatre détecteurs germanium basse énergie haute pureté (GeHP) ainsi qu'un lit d'examen, de hauteur adaptable, sont situés à l'intérieur de celle-ci (Figure 4-1).

Les détecteurs, commercialisés par la société Canberra, possèdent un cristal semi-conducteur de 40 mm de diamètre et de 25 mm d'épaisseur ainsi qu'une fenêtre d'entrée en carbone et époxy de 0,8 mm (Figure 4-1). Par ailleurs, il existe en surface du cristal de germanium une « zone morte » dans laquelle les charges ne sont pas collectées par le système électronique en raison du procédé de dopage du semi-conducteur, ce qui réduit le volume efficace du cristal détecteur. L'épaisseur de cette zone est estimée par le constructeur à 5 µm à partir de la surface du cristal. Enfin, d'après le fabricant, les quatre détecteurs sont identiques et leur géométrie correspond au dessin technique représenté Figure 4-1-b.



(a) (b)

Figure 4-1 : (a) Système de mesure pulmonaire du SAM d'AREVA NC La Hague composé de quatre détecteurs germanium Haute Pureté (b) Dessin technique du constructeur d'un détecteur.

Chaque détecteur présente une efficacité intrinsèque élevée notamment pour une gamme d'énergie de 10 à 200 keV. Ils sont donc bien adaptés à la détection des actinides basse énergie. Leur résolution en énergie est également bonne, de 0,7 keV dans la région d'émission de l'américium à 59,54 keV.

Mobiles en rotation et en translation, ils peuvent être utilisés en mode corps entier ainsi qu'en mode pulmonaire. Le refroidissement est assuré en permanence par de l'azote liquide dont le remplissage est réalisé automatiquement tous les jours à heure fixe.

Le système électronique nécessaire à l'acquisition, comprenant un amplificateur et un convertisseur analogique-numérique, est relié à ces quatre détecteurs et à un ordinateur pour former la chaîne de mesure. L'acquisition et l'enregistrement des spectres en énergie sont obtenus grâce au logiciel de spectrométrie Interwinner, de la société Canberra (pôle mesures d'AREVA) anciennement Eurisys-mesures .

4.1.2 Modélisation de la géométrie du système

A partir des données fournies par le constructeur, la géométrie d'un détecteur a été codée dans le format spécifique de MCNP/MCNPX [Robert, 2007]. La modélisation obtenue est représentée Figure 4-2 à l'aide du traceur 2D de MCNPX.

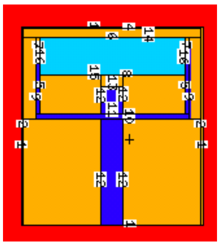


Figure 4-2 : Visualisation 2D par le traceur de MCNPX de la géométrie du modèle de détecteur germanium Haute Pureté du système d'anthroporadiamétrie du SAM de La Hague.

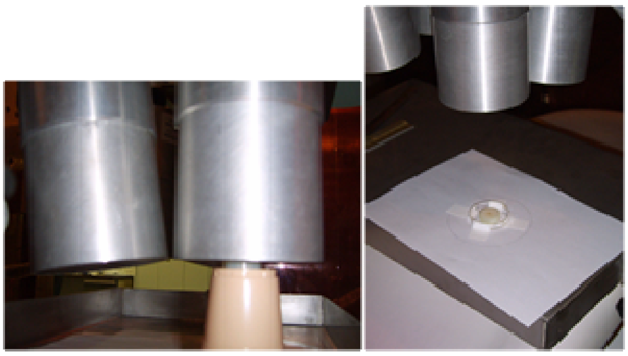
4.1.3 Validation par mesure de sources ponctuelles

La procédure utilisée dans la thèse de Noëlle Pierrat [Pierrat, 2005] a été utilisée. Le modèle de détecteur a été validé en comparant la simulation de mesures spectrométriques de sources ponctuelles aux mesures réelles.

4.1.3.1 Protocole pour les mesures spectrométriques de sources ponctuelles

Afin de valider les modèles de détecteurs sur une large gamme d'énergie, de 13 keV à 1,33 MeV, des mesures spectrométriques ont été réalisées à l'aide de quatre sources ponctuelles différentes : Am-241, Ba-133, Cs-137 ; d'activités respectives 1442 Bq, 2998 Bq et 3023 Bq, ainsi que d'une source multigamma contenant les radionucléides suivants : Cd-109, Co-57, Ce-129, Na-22, Cs-137, Mn-54, Co-60.

Cette série de mesures avait également pour but de vérifier l'équivalence entre les réponses des quatre détecteurs.



(a) (b)

Figure 4-3 : Mesures spectrométriques sur sources ponctuelles (a) au contact et (b) à 16,1 cm.

Les sources sont placées une par une sous chacun des détecteurs. Trois distances source-détecteur, au contact, à 5 cm et à 16,1 cm, sont définies afin de caractériser l'installation de mesure (Figure 4-3) pour les distances usuelles en mesure pulmonaire. L'éloignement des sources du détecteur est nécessaire quand la source est très active pour limiter le phénomène d'empilement et il permet de plus de limiter l'incertitude sur le positionnement. Les temps de comptage, compris entre 600 et 48638 s, sont adaptés en fonction de la distance afin d'obtenir une statistique de comptage suffisante. Sur chacun des spectres, les valeurs intégrale et nette du nombre d'évènements sous les pics photoélectriques correspondant à chaque radionucléide sont relevées grâce au logiciel de spectrométrie Génie 2000®.

4.1.3.2 Simulation des mesures spectrométriques de sources ponctuelles

L'étape de validation consiste à reproduire les spectres mesurés par simulation avec le modèle de détecteur. Pour cela, un fichier d'entrée au code MCNP/MCNPX est écrit pour chaque mesure. Ce fichier contient le code de la géométrie du détecteur. La nature, l'intensité et la distribution de la source d'activité y sont également indiquées ainsi que le résultat demandé en sortie. Il s'agit d'une source ponctuelle dont la position est spécifiée par des coordonnées cartésiennes et dont l'énergie et l'intensité des raies sont décrites par des distributions discrètes.

```
c --------DATA CARDS----------------
 m501 13000 1 $Al
 m502 32000 1 $Ge
 m503 1000 -0.1 6000 -0.6 8000 -0.3 $CEpoxy_EndCap
 m504 82000 1 $Pb
 m505 6000 -0.000124 7000 -0.755267 8000
 m506 6000 -0.000124 7000 -0.755267 8000 $Air_Dry_AtmP
 mode p
 nps 1e7
 sdef pos=0 -5 0 ERG=d1 wgt=1928521
 SI1 L 0.0139 0.0178 0.0208 0.02635 0.05954
 SP1 0.125 0.18 0.047 0.024 0.359
 f18:p 2
 e18 -1.3113e-4 0 1e-5 16382i 1.636204
 ft18 GEB 4.423e-4 1.3471e-3 0
```

Figure 4-4 : Extrait d'un fichier d'entrée MCNP/MCNPX contenant la définition des matériaux des détecteurs, de la source et du spectre demandé en sortie.

La demande de spectre en sortie se fait par la commande f8. Dans l'exemple de la Figure 4-4, la ligne f8:p 2 permet d'obtenir un spectre de dépôt d'énergie par les photons dans la cellule détectrice n°2, correspondant au cristal de germanium du détecteur. L'étalonnage et la résolution en énergie sont définis respectivement par les commandes e8 et ft8 GEB conformément aux valeurs expérimentales. Pour l'ensemble des simulations, la version 2.5f du code de calcul MCNPX a été

utilisée. Afin d'obtenir une incertitude satisfaisante sur les résultats, toutes ont été effectuées avec 10 millions d'histoires stochastiques.

Les nombres d'évènements sous les pics photoélectriques des raies d'intérêt ont été relevés sur les spectres calculés par méthode Monte Carlo et comparés à ceux des spectres mesurés.

4.1.3.3 Estimation des incertitudes

La simulation est comparée à la mesure en calculant le rapport entre les nombres d'évènements simulés et mesurés. Les incertitudes associées à ces rapports sont obtenues par calcul différentiel :

Formule 4-1 : $$\frac{\Delta(S/M)}{(S/M)} = \sqrt{\left(\frac{\Delta Nsimu}{Nsimu}\right)^2 + \left(\frac{\Delta Nmesure}{Nmesure}\right)^2}$$

Avec : S/M, le rapport du résultat de simulation à celui de la mesure et Δ(S/M) son incertitude associée ; Nmesure, le nombre d'évènements obtenus dans la région d'intérêt des spectres de mesure et ΔNmesure son incertitude ; Nsimu, le nombre d'évènements obtenus dans la région d'intérêt sur les spectres simulés par MCNPX et ΔNsimu son incertitude.

La fiabilité du nombre d'événements simulés, Nsimu, dépend notamment du nombre d'histoires stochastiques Monte-Carlo, de l'ajustement gaussien réalisé par le logiciel de spectrométrie GENIE2000 sur le pic photoélectrique, de l'incertitude sur l'activité de la source et de la composition des tissus du fantôme numérique voxélisé. Une étude comparative de ces différents paramètres [Schlagbauer, 2007] a montré que l'activité et la précision de l'ajustement sont les facteurs les plus influents. Ils sont pris en compte dans le calcul de l'incertitude de ΔNsimu.

L'incertitude associée au nombre de coups mesurés dépend essentiellement de deux paramètres : le positionnement de la source par rapport au détecteur et l'ajustement des pics photoélectriques. Les incertitudes relatives associées sont ajoutées quadratiquement sous réserve que les paramètres suivent une distribution gaussienne et que la dépendance de Nmesure à ces facteurs soit linéaire [Schlagbauer, 2007].

Compte tenu de la disponibilité de l'installation, l'incertitude due au positionnement n'a pu être estimée par des mesures répétées mais est évaluée par simulation Monte-Carlo en décalant la source de 1 mm lors des simulations au contact et de 5 mm aux deux autres distances. L'incertitude sur l'ajustement des pics photoélectriques est estimée par le logiciel Génie 2000®.

4.1.3.4 Résultats

4.1.3.4.1 Equivalence entre les quatre détecteurs

Avant de comparer simulation et mesure, l'équivalence entre les réponses des quatre détecteurs - identifiés par les lettres A, B, C et D, a été vérifiée. La Figure 4-5 présente les rapports de nombres d'évènements mesurés, par chacun des détecteurs.

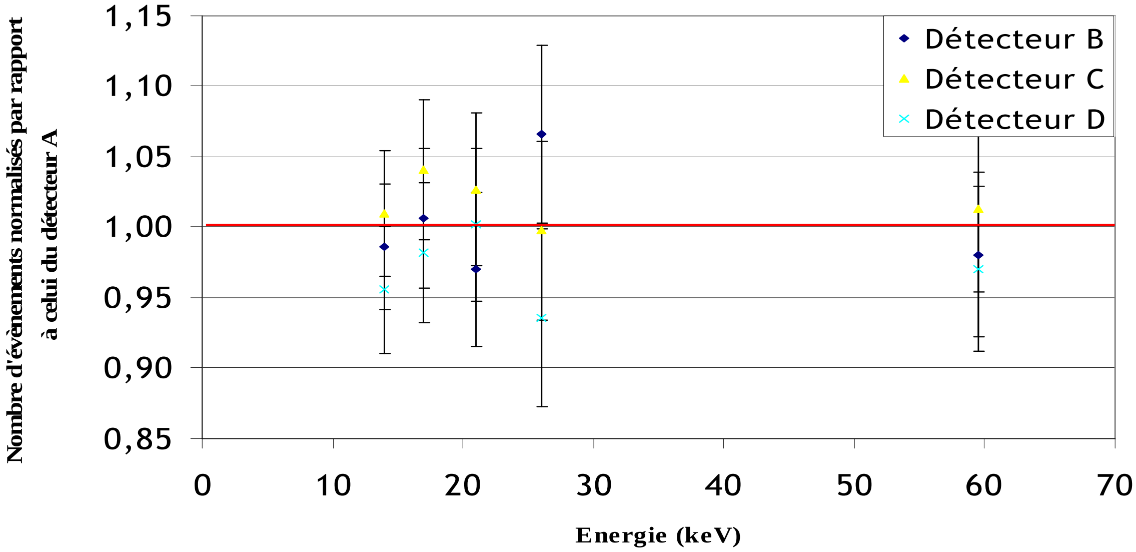


Figure 4-5 : Rapports des nombres d'évènements, normalisés par rapport à la mesure du détecteur A, pour chacun des détecteurs et pour les raies de la source d'Am-241 placée au contact.

A 59,54 keV, les variations des réponses des détecteurs sont au maximum égales à 3 % par rapport à celle du détecteur A. Aux plus basses énergies, elles restent inférieures à 7 %. Compte tenu des incertitudes, les quatre détecteurs peuvent donc être considérés comme équivalents. Aussi, les comparaisons entre simulation et mesure ne seront effectuées qu'avec les mesures réalisées avec le détecteur A. Chaque détecteur du système réel sera simulé par le même modèle, caractérisé comme suit.

4.1.3.4.2 Optimisation de l'épaisseur de la zone morte grâce à la source basse énergie d'Am-241

Une première comparaison qualitative entre les spectres mesuré et calculé avec la source ponctuelle d'Am-241 placée au contact du détecteur A consiste à les superposer sous Génie 2000 (Figure 4-6).

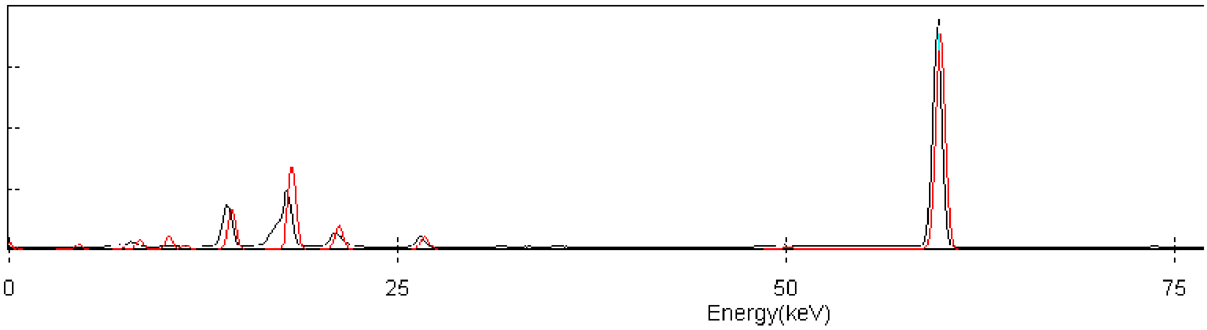


Figure 4-6 : Superposition sous Génie 2000 du spectre simulé (rouge) et du spectre mesuré (noir) pour le détecteur A avec la source d'Am-241 au contact.

Il existe une bonne concordance entre la simulation et la mesure à 59,54 keV tant en termes de résolution en énergie que de nombre d'évènements. Aux basses énergies, en revanche, la simulation ne peut reproduire la légère déformation des pics photoélectriques observée sur le côté inférieur du spectre mesuré. La comparaison quantitative des aires nettes, pour les différents pics photoélectriques de l'américium 241, est présentée sur la Figure 4-7.

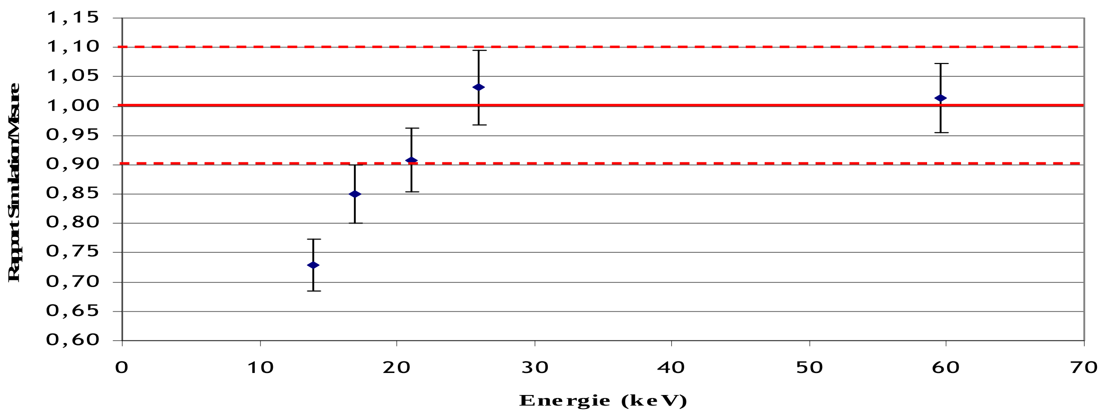


Figure 4-7 : Rapport des évènements observés entre simulation et mesure pour les raies de la source d'Am-241 située au contact du détecteur A.

Le rapport entre simulation et mesure devrait atteindre 1 pour que la simulation reproduise rigoureusement la mesure. La simulation est considérée comme satisfaisante si l'écart par rapport à la mesure est inférieur à 10 %.

Pour les énergies supérieures à 25 keV, l'écart entre les nombres d'évènements simulés et mesurés est inférieur à 5 %, la simulation est donc en accord avec la mesure. Pour les basses énergies, la simulation sous-estime la mesure et ce d'autant plus que l'énergie diminue. La sous-estimation atteint 15 % à 17 keV et 27 % à 13,9 keV. Cette observation est caractéristique d'une zone morte trop épaisse dans la simulation [Pierrat, 2005]. Les photons de basse énergie interagissent principalement dans les premiers microns du cristal germanium. Si la zone morte est trop épaisse,

une fraction significative s'arrête dans celle-ci au lieu d'être comptabilisée dans la zone efficace du cristal. Il est alors nécessaire de diminuer l'épaisseur de la zone morte du modèle afin de rendre compte de la collecte de charges plus importante dans le volume efficace du cristal. Pour caractériser de manière optimale la zone morte, des essais sont réalisés en diminuant son épaisseur par itération. Les résultats sont présentés Figure 4-8.

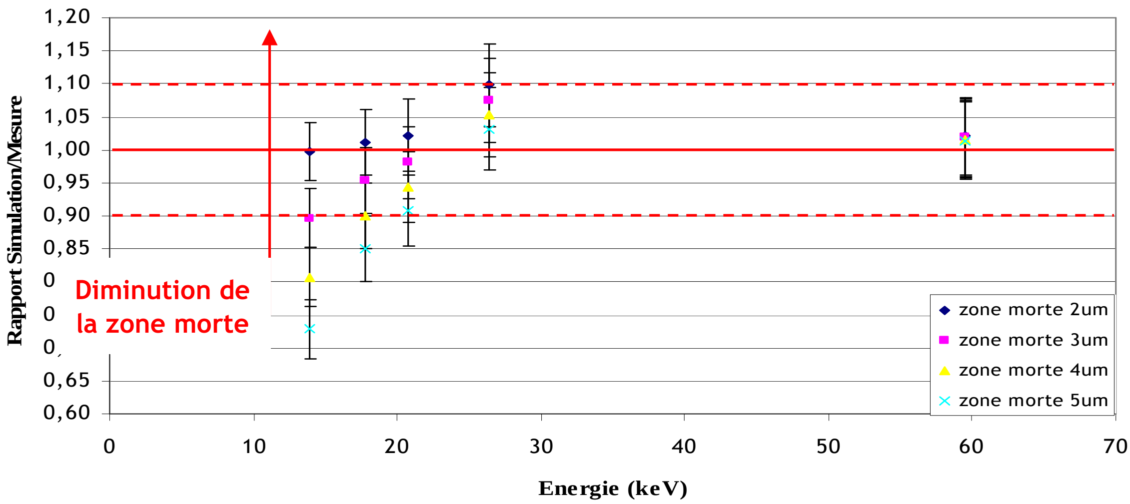


Figure 4-8 : Rapports des nombres d'évènements simulés et mesurés, pour les raies de la source d'Am-241 placée au contact du détecteur A, pour différentes épaisseurs de zone morte.

A 59,54 keV, la simulation et la mesure sont en concordance quelle que soit l'épaisseur de la zone morte, qui n'a donc pas d'influence à cette énergie. A basse énergie, la simulation sous-estime d'autant moins la mesure que l'épaisseur de la zone morte diminue jusqu'à 2 µm. Enfin, pour une épaisseur de zone morte de 2 µm, l'écart entre la simulation et la mesure est inférieur à 2 % pour toutes les énergies des raies caractéristiques de l'Am-241 ; hormis à 26,35 keV où l'écart entre la simulation et la mesure est égal à 10 %, ce qui reste satisfaisant. Puisque c'est pour cette valeur que la simulation reproduit au mieux les mesures, l'épaisseur de la zone morte est fixée à 2 µm dans le modèle du détecteur.

4.1.3.4.3 Optimisation de l'épaisseur du cristal de germanium grâce aux sources multigamma, Ba-133 et Cs-137

L'épaisseur de la zone morte ayant été fixée, on compare les spectres mesuré et simulé avec la source multigamma, afin de vérifier la validité du modèle à plus haute énergie. Cette source est composée de plusieurs radionucléides dont les énergies d'émission varient de 22 keV à 1,33 MeV. Les rapports des nombres d'évènements simulés et mesurés sont présentés sur le graphique de la Figure 4-9.

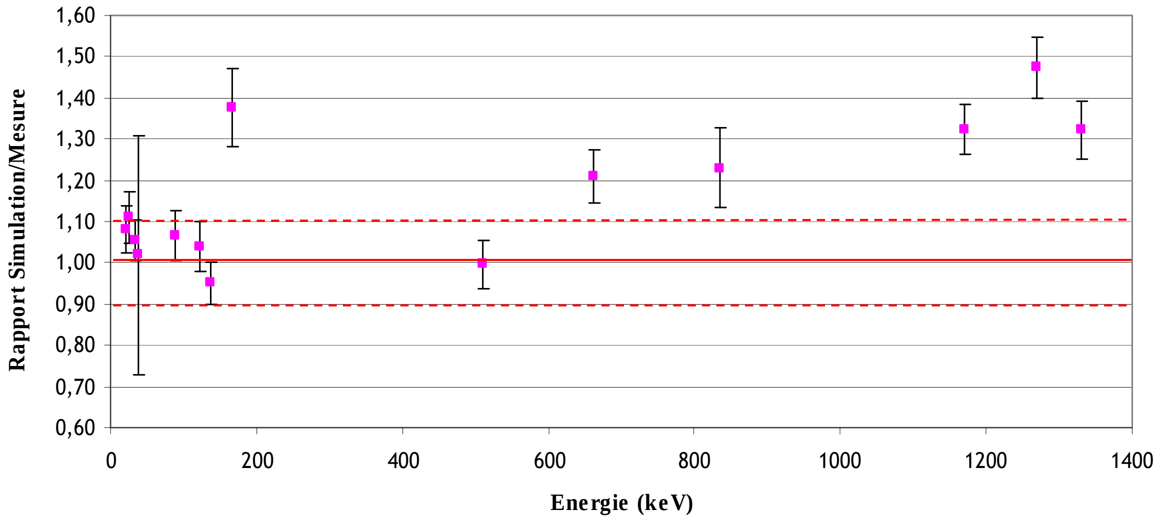
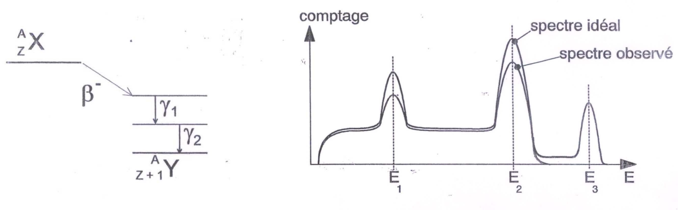


Figure 4-9 : Rapports des nombres d'évènements simulés et mesurés pour les raies de la source multigamma placée à 16,1 cm du détecteur A.

L'écart entre simulation et mesure est inférieur à 10 % pour les énergies de moins de 150 keV. Pour les énergies supérieures, la simulation surestime fortement les comptages expérimentaux. Par exemple, l'écart entre simulation et mesure atteint jusqu'à +50 % à 1,27 MeV. Plusieurs hypothèses ont été explorées pour expliquer la différence d'efficacité observée à haute énergie.

4.1.3.4.3.1 Hypothèse de pic somme



(a) (b)

Figure 4-10 : (a) Schéma de désintégration du Co-60. (b) Illustration du phénomène de pic somme : lors de l'émission simultanée de 2 photons d'énergies E1 et E2, un troisième pic apparaît sur le spectre observé dont l'énergie E3 correspond à la somme E1 + E2.

La première hypothèse étudiée, pour expliquer notamment la surestimation du nombre d'évènements par la simulation des 2 raies à 1,17 et 1,33 MeV du Co-60, est celle du pic somme (Figure 4-10) [Haroche, 2004]. Lors de la désintégration de ce radioisotope, deux rayonnements

gamma sont émis de façon quasi-simultanée. Ainsi, il peut arriver que le détecteur compte un seul photon dont l'énergie correspond à la somme des énergies des deux photons émis, soit 2,50 MeV dans le cas du Co-60. Ce phénomène peut expliquer la perte de comptage observée en mesure à 1,17 et 1,33 MeV et donc la surestimation par la simulation.

Afin de tester cette hypothèse, trois options peuvent être envisagées. La visualisation d'un pic à 2,50 MeV permettrait de mettre en évidence le phénomène de pic somme. Cependant, le gain de la chaîne de mesure est réglé de telle sorte que l'énergie maximale observable sur le spectre soit de 1,63 MeV. Cette vérification simple ne peut donc être réalisée dans notre étude. Des tests alternatifs consistent à vérifier l'atténuation du phénomène lors de l'éloignement de la source par rapport au détecteur et à réaliser la courbe d'étalonnage en efficacité du détecteur à partir des spectres de simulation et de mesure.

A haute énergie, la courbe d'étalonnage en efficacité prend classiquement la forme d'une droite de faible pente. Sous l'hypothèse du pic somme, les efficacités mesurées à 1,17 MeV et 1,33 MeV devraient s'écarter de la tendance dessinée par les autres points de la courbe d'étalonnage, du fait de la perte de comptage à ces énergies.

La Figure 4-11 présente les courbes d'étalonnage en efficacité obtenues par simulation et par mesure au contact, à 5 cm et à 16,1 cm de la source multigamma.

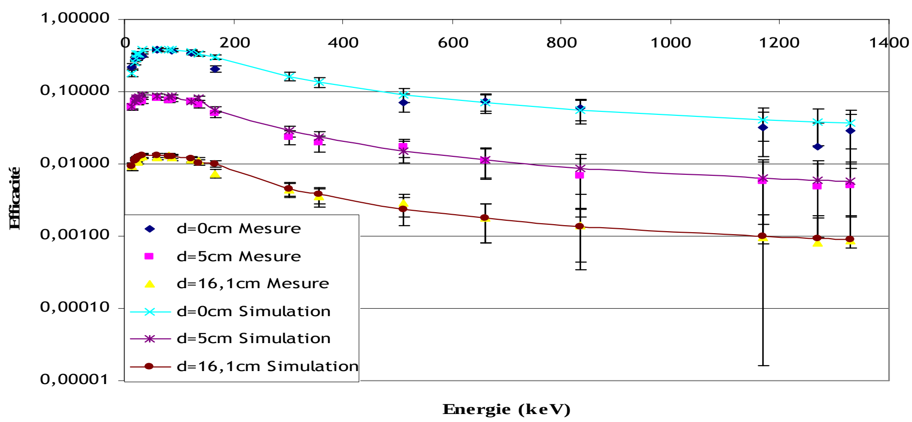


Figure 4-11 : Courbes d'étalonnage en efficacité obtenues grâce aux spectres mesuré et calculé avec la source multigamma pour différentes distances source-détecteur.

La courbe d'efficacité obtenue à partir du spectre de mesure ne présente pas de décrochement pour les raies caractéristiques du Co-60. De plus, aucun phénomène particulier n'est observable en fonction de la distance source-détecteur. Enfin, l'effet de surestimation du nombre d'évènements à haute énergie n'apparaît pas seulement pour les raies du Co-60. L'hypothèse de phénomène de pic somme est donc réfutée.

4.1.3.4.3.2 Diminution de l'épaisseur du cristal

Une autre explication envisageable est une longueur excessive du modèle de détecteur [Haroche, 2004 ; Liu *et al.*, 2006 ; Hernández et El-Daoushy, 2003]. En effet, il est possible que les photons de haute énergie atteignent des zones du cristal où la collection de charges est moins efficace. Ce phénomène n'étant pas modélisable lors des simulations, seule une diminution de l'épaisseur du modèle de cristal permettrait alors de faire correspondre la simulation avec la mesure à haute énergie. De plus, le dessin du constructeur du détecteur peut ne pas être tout à fait exact afin de préserver des secrets de fabrication.

En vue d'ajuster simulation et mesure à haute énergie, nous nous sommes concentrés sur les sources de Ba-133 et de Cs-137, qui présentent des raies caractéristiques de haute énergie et de bonne intensité, et sur les résultats de mesure à 16,1 cm, l'incertitude sur le positionnement engendrant moins d'incertitude à cette distance. Lors des simulations, la taille du cristal de germanium est diminuée par itération de 1 à 5 mm. La réduction est effectuée par la face postérieure du cristal afin de ne pas modifier l'efficacité à basse énergie. Les résultats obtenus sont présentés sur la Figure 4-12.

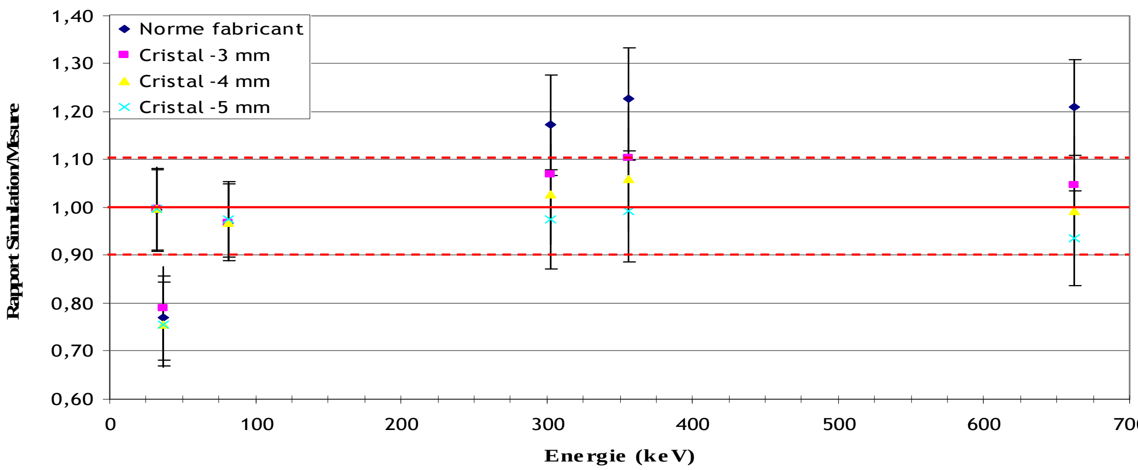


Figure 4-12 : Rapports des nombres d'évènements simulés et mesurés pour les raies des sources de Ba-133 et de Cs-137, placées à 16,1 cm du détecteur A, pour différentes épaisseurs du cristal de germanium. Norme fabricant = 25 mm ; 'Cristal – 3 mm' signifie épaisseur réduite de 3 mm par rapport à la norme fabricant.

Les rapports entre simulation et mesure ne sont pas modifiés pour les raies à 80,99 keV du Ba-133 et à 32 et 36,3 keV du Cs-137 lorsque l'on diminue l'épaisseur du cristal. Celle-ci n'a donc pas d'influence sur les photons de basse énergie qui n'atteignent pas la profondeur du cristal. Ainsi, le modèle du détecteur reste valide pour les raies de l'Am-241 quelle que soit l'épaisseur du cristal. Pour les raies à 80,99 keV du Ba-133 et à 32 keV du Cs-137, l'écart entre la simulation et la mesure est inférieur à 3 %. Il existe donc une très bonne corrélation à ces énergies. Aucune conclusion ne

peut être faite sur la raie à 36,3 keV du Cs-137 en raison d'une statistique de comptage très faible, inférieure à 1000 coups. Enfin, à haute énergie, le rapport simulation sur mesure décroît avec l'épaisseur du cristal. Par exemple, pour la raie à 661,66 keV du Cs-137, le rapport passe de 1,21 avec l'épaisseur du cristal définie par le constructeur à 0,99 si cette épaisseur est diminuée de 4 mm. Pour cette épaisseur, le rapport simulation sur mesure est également optimal (légèrement supérieur à 1) pour les raies à 302,85 keV et 356,02 keV du Ba-133. On considère en général, qu'il est préférable que la simulation surestime légèrement la mesure plutôt que de la sous-estimer car les pertes de collection de charges dans le détecteur ne sont pas simulées [Pierrat, 2005].

Une vérification de l'effet de la diminution de l'épaisseur du modèle de cristal de 4 mm sur les simulations effectuées avec la source multigamma est présentée en Figure 4-13.

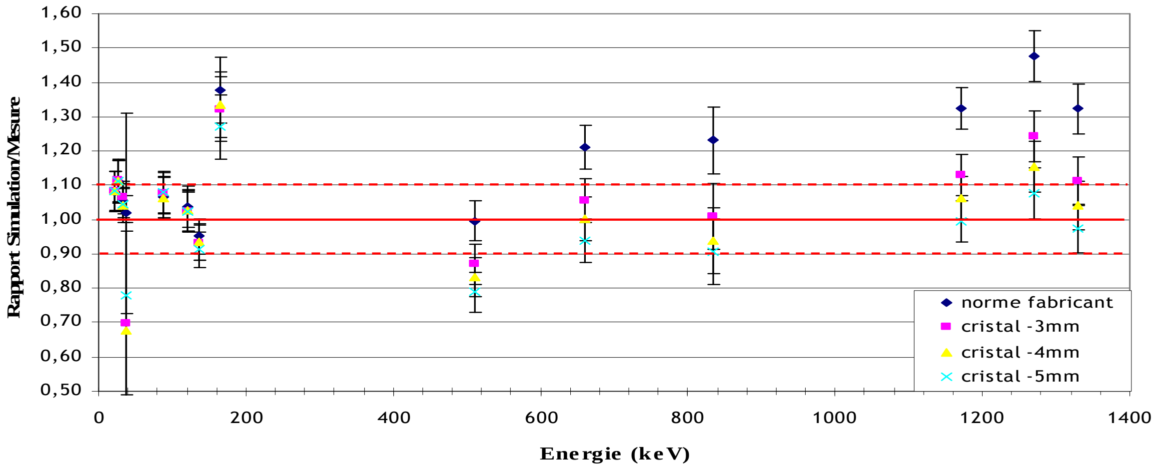


Figure 4-13 : Rapports des nombres d'évènements simulés sur ceux mesurés, pour les raies de la source multigamma placée à 16,1 cm du détecteur A, pour différentes épaisseurs du cristal de germanium.

Pour les énergies inférieures à 200 keV et pour les raies significatives présentant des statistiques satisfaisantes, l'écart entre simulation et mesure est inférieur à 10 %. De plus, comme mentionné précédemment, la taille du cristal n'a pas d'influence à ces énergies.

A plus haute énergie, comme pour les sources ponctuelles de Ba-133 et Cs-137, la surestimation de la mesure par la simulation diminue avec la taille du cristal. Pour la raie à 1,27 MeV du Na-22, l'écart entre la simulation et la mesure qui était de 50 % sans modification de la taille du cristal diminue à seulement 15 % lorsque 4 mm lui sont retirés. A plus haute énergie, l'écart entre simulation et mesure est inférieur à 15 % pour cette épaisseur de cristal. La modification de la taille du cristal est donc très satisfaisante pour toutes les raies de la source multigamma, quand 4 mm sont retirés au cristal de germanium soit une épaisseur optimisée à 25 – 4 = 21 mm. Seule une radiographie du détecteur permettrait de dire si cette réduction de la taille efficace est due à un dessin constructeur non correct ou à une mauvaise collection de charge dans le cristal.

En conclusion, compte tenu de la précision du dessin technique du cristal, les modifications apportées aux dimensions de la zone morte et du cristal restent relativement faibles. Les caractéristiques choisies pour modéliser le détecteur sont résumées dans le tableau 4 1.

	Donnée constructeur	Dimension ajustée
Zone morte	5 microns	2 microns
Diamètre du cristal	80 mm	80 mm
Epaisseur du cristal	25 mm	21 mm

Tableau 4-1 : Caractéristiques du cristal de germanium définies par le constructeur et choisies à l'issue des simulations sur sources ponctuelles.

4.1.4 Validation du modèle par comparaison avec des mesures pulmonaires du fantôme physique anthropomorphe Livermore

La simulation des mesures de sources ponctuelles a permis d'optimiser et de valider le modèle de détecteur. Afin de modéliser le système de comptage entier dans la géométrie de mesure appropriée, des mesures pulmonaires sont réalisées sur le fantôme Livermore puis simulées avec OEDIPE.

4.1.4.1 Fantôme Livermore

Le laboratoire de mesure du SAM de La Hague dispose d'un fantôme physique anthropomorphe pour étalonner en efficacité l'installation de mesure. Elaboré par le Laurence Livermore Laboratory (Etats-Unis), le fantôme Livermore (Figure 4-14) représente un torse d'homme de 76 kg et 177 cm [Griffith *et al.*, 1978].

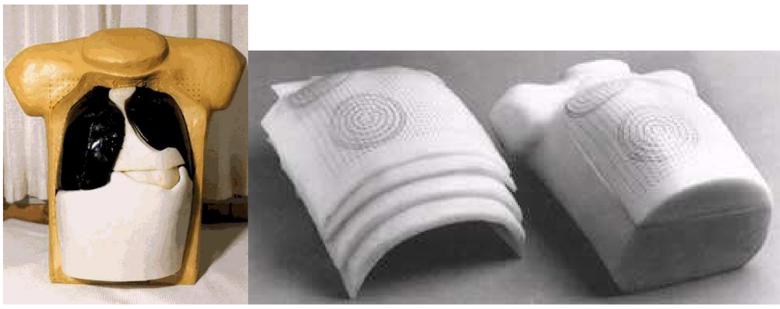
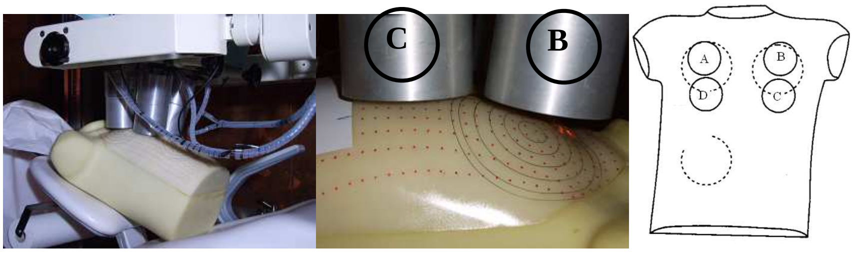


Figure 4-14 : Fantôme physique anthropomorphe Livermore sans et avec plaque thoracique.

Les principaux organes qui le composent, tels que le cœur, les poumons et le foie sont amovibles et fabriqués de manière à reproduire au mieux l'absorption des tissus et des organes réels [Griffith *et al.*, 1978]. Un sternum, des côtes ainsi que des vertèbres sont inclus afin de représenter la cage thoracique. Enfin, afin de reproduire au mieux l'atténuation des tissus de la personne à mesurer suivant sa corpulence, cinq épaisseurs de parois thoraciques sont ajustables. La plaque thoracique de base, ou « coque », a une épaisseur de 17,8 mm. Elle est réalisée en matériau équivalent muscle. Quatre plaques, d'épaisseurs croissantes, peuvent être ajoutées au fantôme de base afin de simuler une gamme de parois thoraciques de 17,8 à 43,1 mm. Celles-ci sont réalisées en matériau équivalent 50 % muscle – 50 % graisse.

4.1.4.2 Protocole de mesures avec le fantôme Livermore

Afin de caractériser le système de comptage dans la géométrie de mesure appropriée, les quatre détecteurs germanium sont positionnés au contact du thorax du fantôme Livermore (Figure 4-15).



(a) (b) (c)

Figure 4-15 : Mesures spectrométriques au contact du thorax du fantôme Livermore. (a) Vue d'ensemble (b) Vue de profil gauche (c) Schéma du positionnement des détecteurs germanium (A, B, C et D) par rapport au fantôme.

Lors des mesures, quatre épaisseurs de parois thoraciques sont utilisées successivement (17,8 mm, 24,2 mm, 28,0 mm et 34,9 mm). Afin de couvrir une gamme d'énergie importante, deux jeux de poumons, uniformément contaminés par des radionucléides rencontrés dans l'industrie nucléaire, sont mesurés. Les premiers, appelés « MOX » et validés par N. Pierrat [Pierrat, 2005] contiennent un mélange d'actinides (U-235, Pu-238, Am-241) d'activités respectives 88,06 Bq, 52605 Bq et 17858 Bq et vont permettre de réaliser la validation du modèle à basse énergie. La dénomination de ces poumons fait référence au combustible de retraitement sans pour autant en respecter l'isotopie. Les seconds contiennent un seul radionucléide 28272 Bq d'Eu-152 et vont permettre de réaliser la validation du modèle à plus haute énergie.

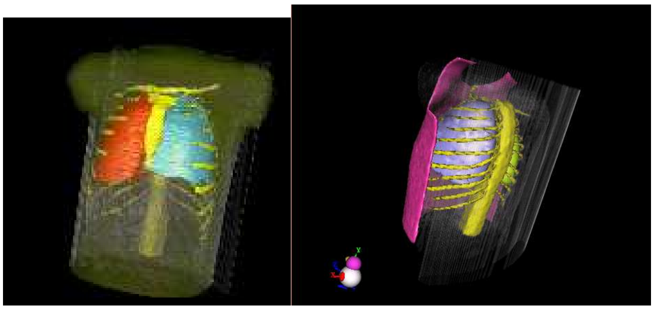
Les temps de comptage sont ajustés en fonction de l'activité des poumons et de l'épaisseur de la plaque extra-thoracique afin d'obtenir des statistiques de comptage suffisantes. Comme pour les mesures sources ponctuelles, on relève les valeurs intégrale et nette des pics photoélectriques sur chaque spectre acquis.

4.1.4.3 Simulation des mesures

La simulation des mesures requiert la création d'un fantôme numérique voxélisé du fantôme physique mesuré pour chaque épaisseur thoracique sur la base d'images scanner acquises à l'hôpital de St-Germain en Laye puis segmentées et intégrées dans le logiciel OEDIPE. Le fichier d'entrée MCNPX correspondant à chaque mesure a été généré à l'aide d'OEDIPE et soumis au code Monte Carlo.

4.1.4.3.1 Segmentation des images tomodensitométriques du fantôme Livermore

La segmentation des cinq jeux d'images tomodensitométriques est effectuée grâce au logiciel Isogray™. Pour cela on réalise un contourage automatique des bords extérieurs, des deux poumons, des os de la cage thoracique et de l'air. Les parois thoraciques additionnelles sont contourées manuellement. Deux vues 3D du fantôme Livermore voxélisé muni des plaques 0 et 1 sont présentées en Figure 4-16.



(a) (b)

Figure 4-16 : Visualisation en 3D des contours du fantôme Livermore sous Isogray™ : (a) Livermore équipé de la plaque 0, poumons en rouge et bleu, os en jaune, tissus mous en semi-transparent ; (b) Livermore équipé de la plaque 1, la paroi thoracique apparaît en rose.

4.1.4.3.2 Simulation des mesures avec le logiciel OEDIPE

Les images segmentées sont intégrées dans OEDIPE qui permet ensuite d'attribuer à chaque région contourée la composition et la densité du tissu correspondant. Sur la base des documents fournis par le fabricant du fantôme et des études de White [Woodard and White, 1982 ; White *et al.*, 1987 ; Woodard et White, 1986] et Griffith [Griffith *et al.*, 1978], les caractéristiques du Tableau 4-2 ont été retenues pour les matériaux du fantôme.

	H	C	N	O	Ca	Densité (g,cm^{-3})
Griffith Muscle (1)	0,09	0,6019	0,028	0,266	0,014	1,12
Griffith Breast (1)	0,094	0,6188	0,036	0,245	0,006	1,10
Griffith Lung (1)	0,08	0,608	0,042	0,248	0,021	0,26
Os (2)	0,06	0,249	0,039	0,435	0,143	1,47

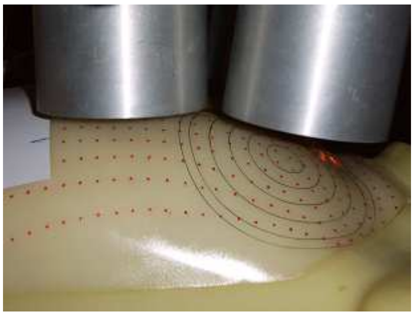
Tableau 4-2 : Composition chimique, en pourcentage massique, et densité des matériaux composant le fantôme Livermore.

(1) Matériaux définis dans la publication ICRU 44 [ICRU-44, 1989].

(2) Matériau défini d'après White [Woodard and White, 1982 ; White *et al.*, 1987] comme un mélange d'os minéral et de moelle.

Pour le tissu équivalent-os, le fabricant n'a pas indiqué la composition chimique utilisée. Or la répartition entre os minéral et moelle est variable à travers le squelette. Un matériau composé de 55 % d'os minéral et de 45 % de moelle rouge pour tout l'organe « os » a été retenu dans la segmentation du fantôme Livermore. Cette hypothèse crée néanmoins une source d'incertitude systématique supplémentaire, difficilement quantifiable, lors des simulations.

La simulation des mesures est ensuite réalisée de façon interactive sous OEDIPE. Quatre modèles identiques de détecteurs sont placés au contact du thorax du fantôme voxélisé conformément à la géométrie de la mesure. Une source d'activité est distribuée dans les poumons de façon homogène. Sa nature et son intensité sont spécifiées conformément à la situation de mesure réelle.



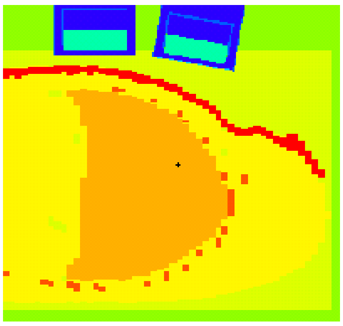


Figure 4-17 : (a) Photographie de la géométrie de comptage pulmonaire sur le fantôme Livermore sans plaque ; (b) Visualisation par le traceur de MCNPX de la géométrie de mesure : coupe sagittale du fantôme Livermore voxélisé et des modèles de détecteurs.

4.1.4.4 Estimations des incertitudes

Comme pour les sources ponctuelles, l'incertitude sur le positionnement des détecteurs est réalisée par simulation Monte-Carlo. Elle est évaluée en décalant chacun des quatre détecteurs dans cinq

directions de l'espace par rapport à la position de référence (Figure 4-18). L'angle de rotation des détecteurs est aussi modifié de +2 ou -2° par rapport à cette position. On détermine alors par calcul la direction dans laquelle la variation du nombre d'évènements pour une énergie donnée est maximale. L'incertitude sur le positionnement des quatre détecteurs est ainsi définie par la valeur qui maximise cette variation.

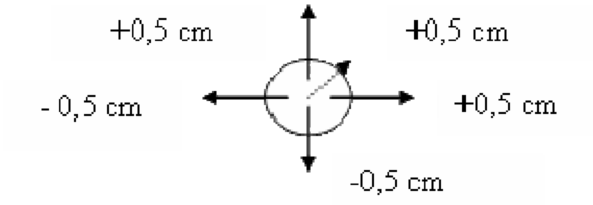


Figure 4-18 : Translations effectuées sur les détecteurs par rapport à la position de référence pour déterminer l'influence de l'incertitude de positionnement sur les rapports entre simulation et mesure du fantôme Livermore.

4.1.4.5 Résultats

La validation du modèle de système de mesure repose sur la comparaison des mesures effectuées avec le fantôme physique avec leurs simulations Monte-Carlo. Ne sont détaillés ici que les résultats obtenus avec les plaques thoraciques 0 et 2 ; les résultats obtenus avec les autres plaques sont fournis en Annexe 5. La plaque 0 sert de référence car elle correspond à l'épaisseur de paroi thoracique minimale ; l'efficacité dans cette géométrie est donc la plus grande, en particulier aux basses énergies. Muni de la plaque 2, le fantôme Livermore permet de reproduire la morphologie thoracique la plus courante chez les travailleurs du nucléaire ; elle est donc d'un intérêt privilégié.

4.1.4.5.1 Comparaisons des simulations et mesures effectuées sur le fantôme Livermore muni de la plaque 0

4.1.4.5.1.1 Résultats à basse énergie

Les comparaisons entre la mesure réalisée sur le fantôme physique Livermore équipé de la plaque 0 et la simulation sur fantôme voxélisé pour les poumons MOX sont réalisées sur la somme des événements comptés par les quatre détecteurs et sont présentées sur la Figure 4-19.

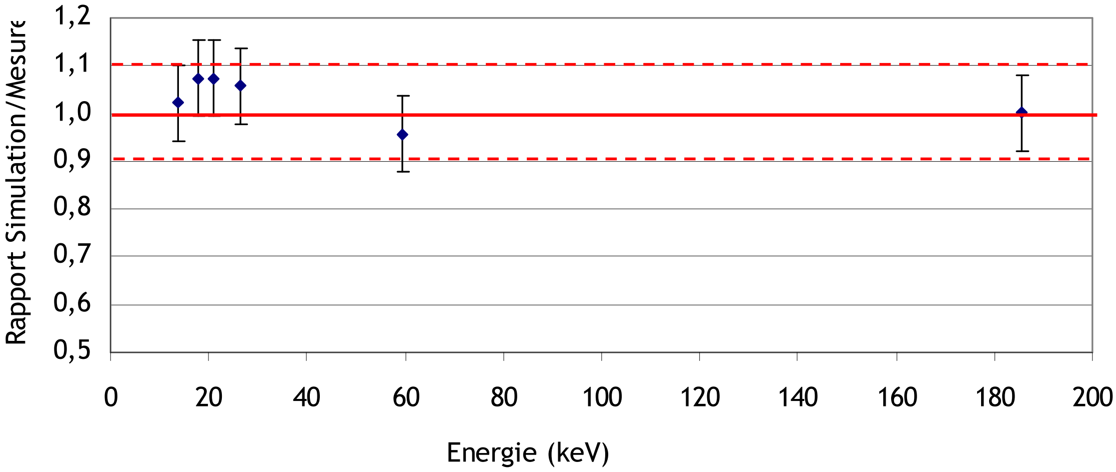


Figure 4-19 : Rapports des nombres d'évènements simulés et mesurés par les quatre détecteurs à partir des poumons Am-241 purs et MOX, le fantôme Livermore étant équipé de la plaque 0 (somme des réponses des quatre détecteurs).

A géométrie fixée, les écarts entre simulation et mesure sont inférieurs à 10 % pour les poumons MOX quelle que soit l'énergie ce qui permet de valider le modèle à basse énergie (Annexe 5).

4.1.4.5.1.2 Résultats à plus haute énergie

L'installation de mesure peut être utilisée en mode corps entier pour évaluer des contaminations internes avec des actinides de haute énergie tels que le Co-60. La validation du modéle est effectuée à haute énergie par comparaison des mesures et simulations réalisées à partir des poumons d'Eu-152. Ce radionucléide présente un large spectre de raies d'énergies de 121,78 à 1408,03 keV. Les rapports entre simulations et mesure sont présentés en Figure 4-20.

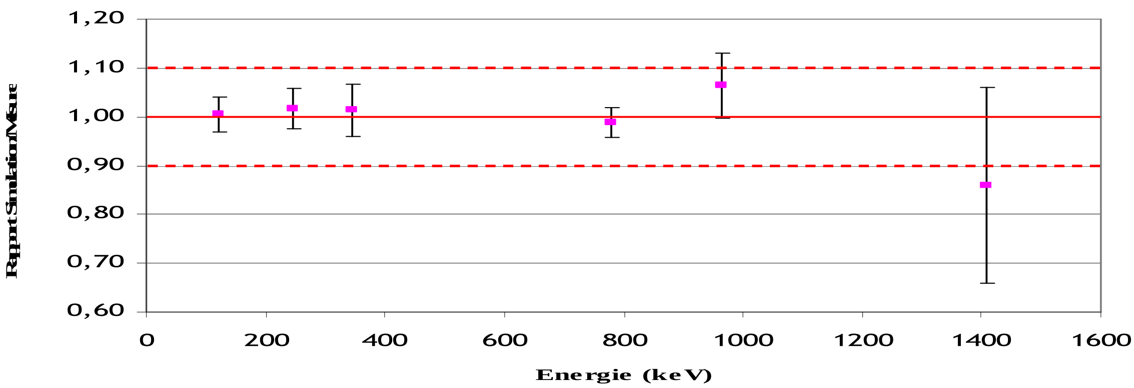


Figure 4-20 : Rapports des nombres d'évènements simulés et mesurés par les quatre détecteurs à partir des poumons Eu-152, le fantôme Livermore étant équipé de la plaque 0.

L'écart entre simulation et mesure est inférieur à 15% quelle que soit l'énergie. Compte tenu de l'incertitude, élevée notamment à 1,41 MeV, la modélisation de l'installation ainsi que le fantôme numérique voxélisé créé à partir des images tomodensitométriques du fantôme Livermore muni de la plaque 0 peuvent être considérés comme validés sur une gamme d'énergie de 13,9 keV à 1,4 MeV.

4.1.4.5.2 Comparaisons des simulations et mesures effectuées sur le fantôme Livermore muni de la plaque 2

4.1.4.5.2.1 Résultats à basse énergie

La comparaison entre la mesure réalisée sur le fantôme physique Livermore équipé de la plaque 2 et la simulation sur fantôme voxélisé pour les poumons MOX est présentée sur la Figure 4-21.

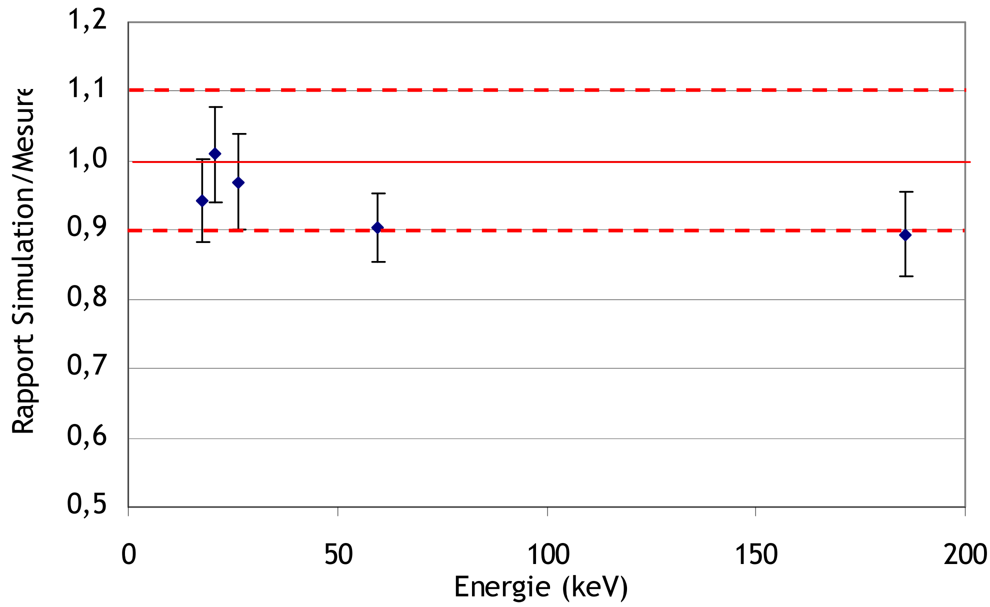


Figure 4-21 : Rapports des nombres d'évènements simulés sur ceux mesurés par les quatre détecteurs à partir des poumons MOX du fantôme Livermore équipé de la plaque 2.

Pour toutes les raies caractéristiques des poumons MOX, l'écart entre la simulation et la mesure est inférieur à 11 %. L'écart de 11% observé à 59,54 keV est attribuable à l'incertitude sur le positionnement et ne remet pas en cause le modèle. Ces résultats ainsi que ceux observés pour les autres plaques (Annexe 5) permettent de valider le modèle à basse énergie.

4.1.4.5.2.2 Résultats à plus haute énergie

La comparaison entre la mesure réalisée sur le fantôme physique Livermore équipé de la plaque 2 et la simulation sur fantôme voxélisé pour les poumons chargés en Eu-152 est présentée sur la Figure 4-22.

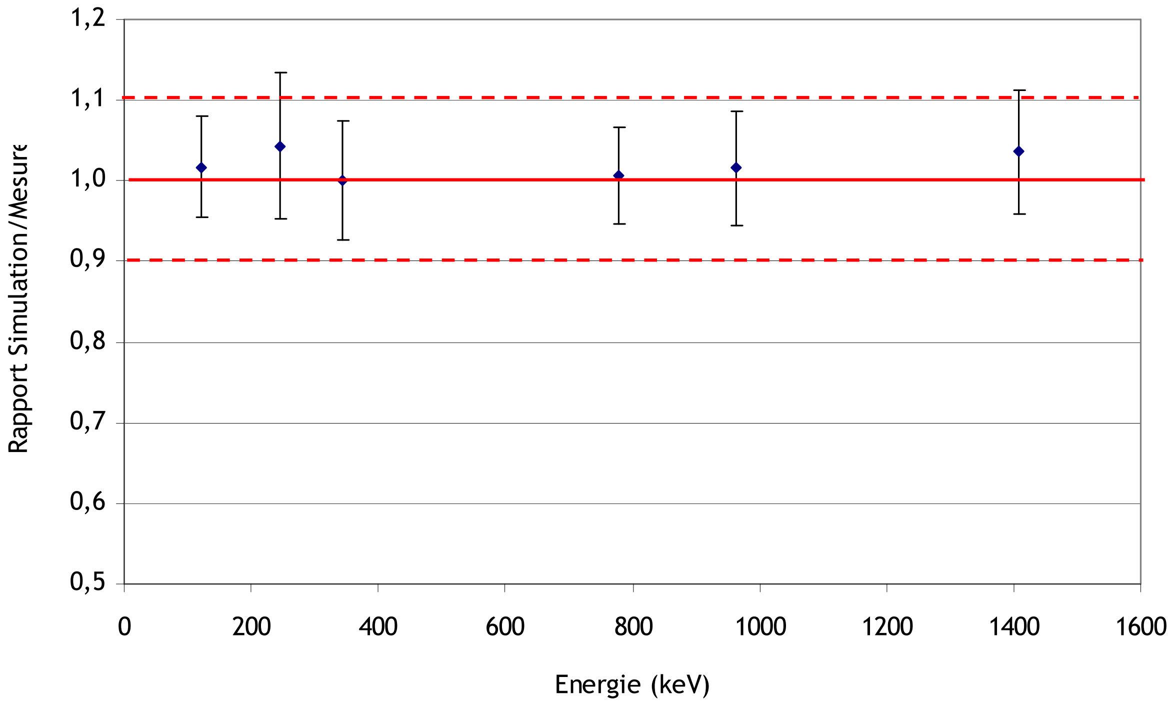


Figure 4-22 : Rapports des nombres d'évènements simulés sur ceux mesurés par les quatre détecteurs à partir des poumons chargés en Eu-152 du fantôme Livermore équipé de la plaque 2.

Jusqu'à 1400 keV, le rapport entre simulation et mesure est inférieur à 5%, ce qui valide le modèle à plus haute énergie pour la plaque 2.

Ces résultats, ainsi que ceux présentés en Annexe 5, confortent la validation de la modélisation de l'installation. Le modèle du système de mesure anthroporadiamétrique du Secteur Analyses Médicales d'AREVA NC de La Hague intégré dans OEDIPE est donc validé pour une large gamme d'énergie de 13 keV à 1,4 MeV et quatre épaisseurs de paroi thoracique : 17,8 mm, 24,2 mm, 28,0 mm et 34,9 mm.

Cette étude a ainsi permis de valider un outil d'étalonnage numérique spécifique du système de comptage du Secteur Analyses Médicales d'AREVA-La Hague sur lequel l'influence de la biocinétique des radionucléides va être étudiée.

4.2 Détermination des coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques du système de mesure *in vivo* du SAM en vue de la prise en compte de la biocinétique

4.2.1 Mesure pulmonaire de l'Am-241

En mesure pulmonaire, le coefficient d'étalonnage en efficacité est aussi déterminé pour la raie X à 17,8 keV, qui est la deuxième raie la plus intense du spectre en Am-241 après celle à 59,54 keV. Quand la raie X est visible, elle permet de confirmer l'activité estimée à partir de la raie à 59,54 keV.

4.2.1.1 Coefficient d'étalonnage en efficacité spécifique des organes et tissus pour les raies à 17,8 keV et 59,54 keV de l'Am-241

Afin de prendre en compte la biocinétique à cette énergie quelle que soit la distribution d'activité, les coefficients d'étalonnage en efficacité ont été estimés par simulation pour chaque organe et tissu du fantôme voxélisé MAX, et comparés à ceux obtenus à 59,54 keV (Tableau 4-3).

L'atténuation des photons augmente quand leur énergie diminue. Il en résulte que les coefficients d'étalonnage pour la raie à 17,8 keV sont nettement inférieurs à ceux de la raie à 59,54 keV. L'écart entre les coefficients diminue avec l'épaisseur de tissu à traverser. Ainsi, les tissus mous et adipeux, situés plutôt en surface du fantôme, conservent une efficacité significative à 17,8 keV. En revanche, l'efficacité relative à l'activité des poumons à 17,8 keV ne représente plus que 2% de l'efficacité à 59,54 keV.

Tissus	Coefficient d'étalonnage en efficacité à 17,8 keV	Coefficient d'étalonnage en efficacité à 59,54 keV	Rapport 17,8 keV / 59,54 keV (%)
Autres tissus mous	1,63E-03	3,78E-03	43,2%
Rate	0,00E+00	2,11E-03	0,0%
Pancréas	0,00E+00	2,24E-03	0,0%
Os	4,27E-05	2,21E-03	1,9%
Poumons	2,82E-04	1,44E-02	2,0%
Muscle	1,93E-04	2,14E-03	9,0%
Foie	1,80E-05	5,82E-03	0,3%
Intestin	1,67E-06	1,24E-03	0,1%
Sang	1,51E-05	5,83E-03	0,3%
Contenu vessie	0,00E+00	8,14E-05	0,0%
Tissu adipeux	9,68E-04	4,16E-03	23,2%
Testicules	2,38E-06	1,26E-04	1,9%
Estomac	1,44E-05	7,29E-03	0,2%
Rein	0,00E+00	5,12E-04	0,0%
ET	8,30E-06	1,85E-03	0,4%
LN_TH	1,07E-05	6,57E-03	0,2%

Tableau 4-3 : Coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques à chaque organe ou tissu segmenté du fantôme MAX pour la mesure pulmonaire de la raie à 17,8 keV de l'Am-241 et comparaison avec les coefficients obtenus pour la raie à 59,54 keV. ET : voies respiratoires extra-thoraciques ; LN_TH : nœuds lymphatiques thoraciques (ajoutés au modèle pour l'adapter aux cas anciens de contamination, voir paragraphe 4.3.2.1.1).

4.2.1.2 Influence du modèle biocinétique

L'influence des paramètres d'exposition que sont l'AMAD et le type d'absorption a été étudiée en mesure pulmonaire pour la raie à 59,54 keV avec les modèles de détecteurs du laboratoire de l'IRSN au Vésinet (paragraphe 3.2.3.2.1.2). A titre de comparaison, cette étude a été menée avec le modèle de l'installation du Secteur Analyse Médicales de La Hague pour les raies à 17,8 keV et 59,54 keV. Les calculs sont réalisés en tenant compte des nœuds lymphatiques thoraciques modélisés dans le fantôme MAX.

4.2.1.2.1 Distribution biocinétique

Les fractions retenues de l'activité corporelle sont représentées en Figure 4-23 et Figure 4-24 pour les principaux tissus et organes contaminés.

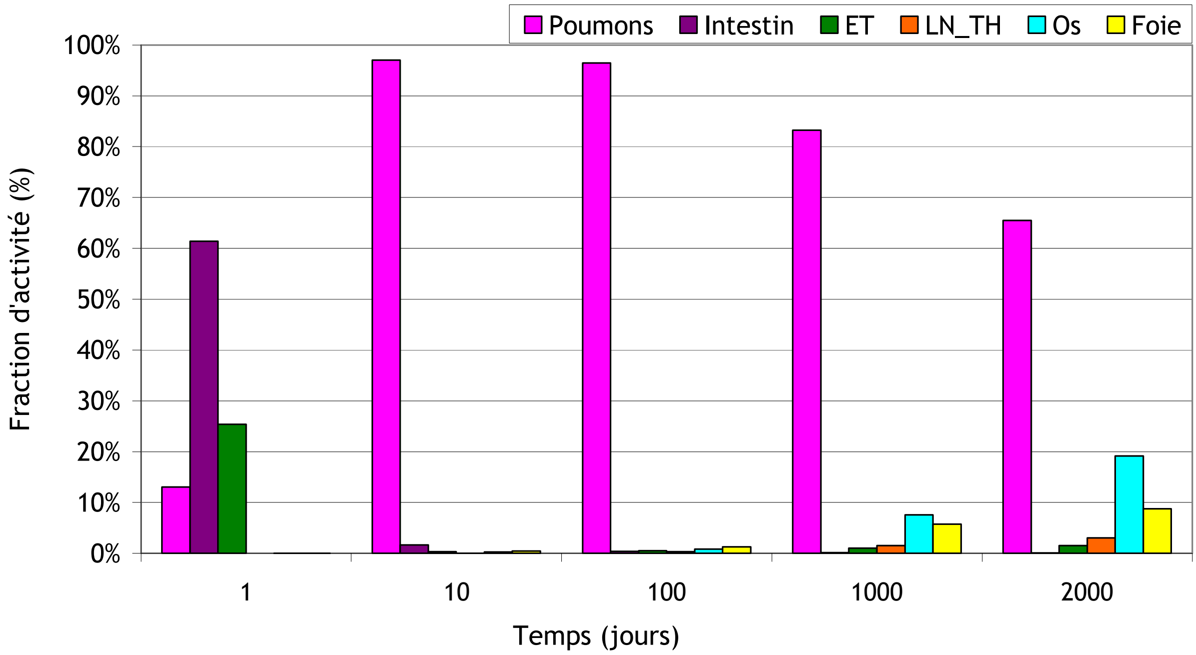


Figure 4-23 : Fraction d'activité retenue dans les principaux tissus contaminés en Am-241 en fonction du temps après l'inhalation d'un aérosol d'Am-241 d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption S. ET : voies respiratoires extra-thoraciques ; LN_TH : nœuds lymphatiques thoraciques.

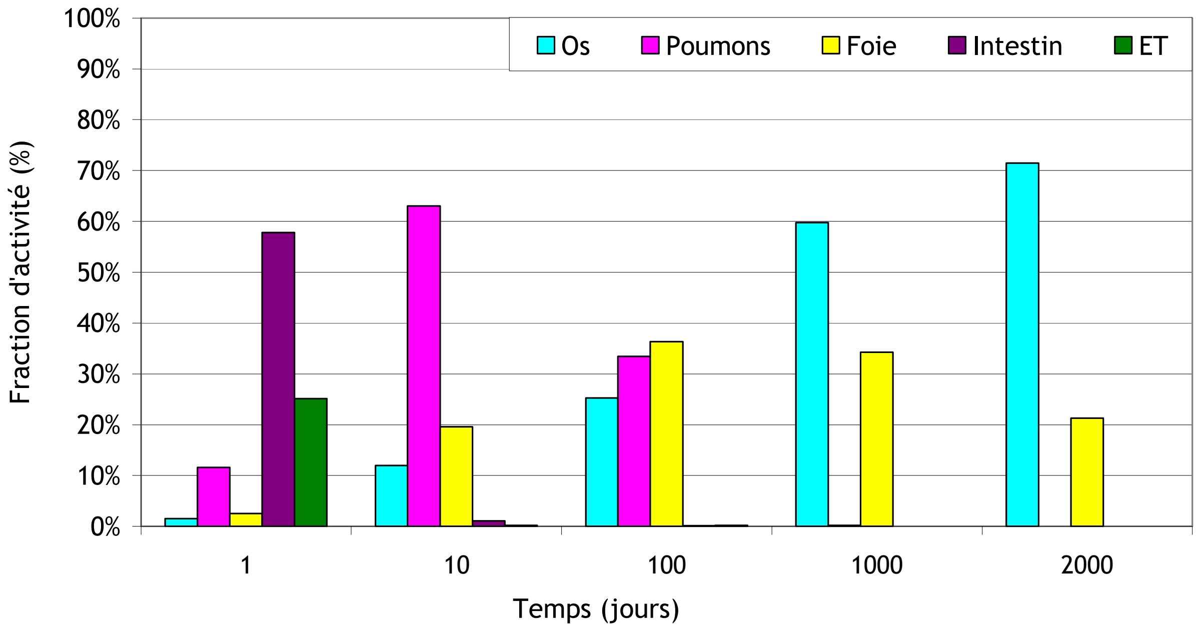


Figure 4-24 : Fraction d'activité retenue dans les principaux tissus contaminés en Am-241 en fonction du temps après l'inhalation d'un aérosol d'Am-241 d'AMAD = 5 µm et de type d'absorption M. ET : voies respiratoires extra-thoraciques.

Des distributions similaires ont été obtenues pour un AMAD de 1 µm.

Les distributions sont très semblables à celles obtenues au paragraphe 3.2.2 sans tenir compte spécifiquement des nœuds lymphatiques thoraciques sauf pour le type S dont une fraction limitée d'activité y est retenue.

4.2.1.2.2 Coefficient d'efficacité relatif à l'activité totale distribuée selon la biocinétique

Les résultats sont regroupés sur les figures Figure 4-25 et Figure 4-26, et comparés à l'efficacité supposant que toute l'activité est rassemblée dans le poumon.

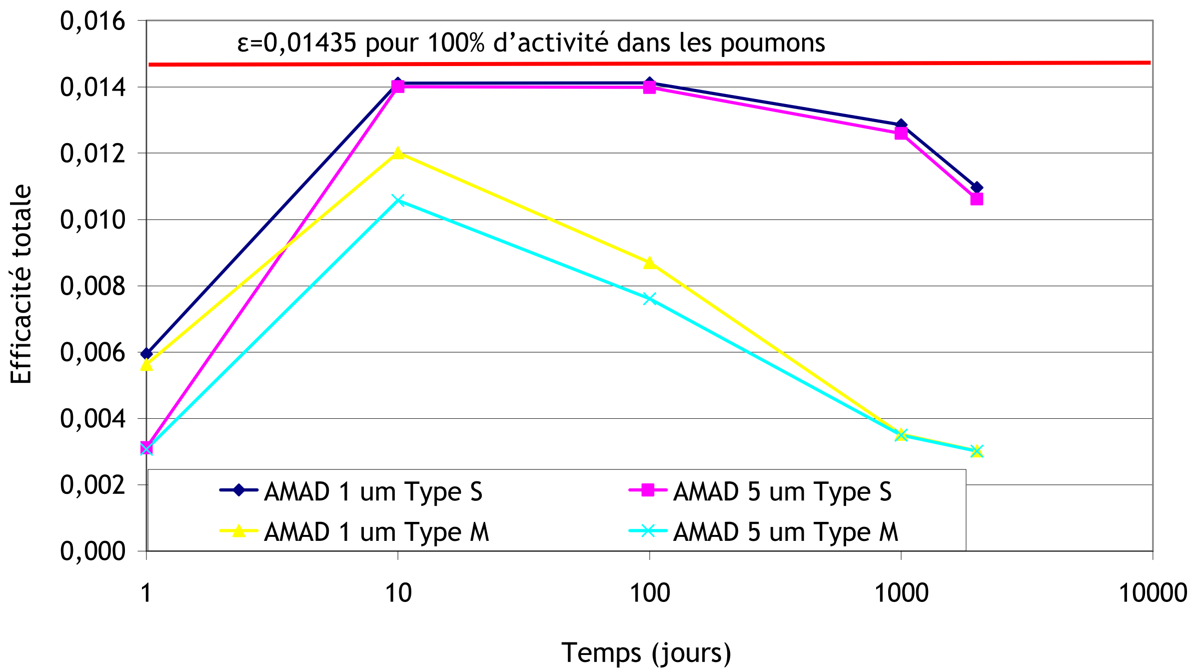


Figure 4-25 : Coefficient d'étalonnage en efficacité pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 en mesure pulmonaire, relatif à l'activité totale distribuée selon les quatre modèles biocinétiques considérés. Comparaison avec l'efficacité obtenue avec 100% d'activité dans les poumons. Les incertitudes statistiques du calcul Monte Carlo sont inférieures à 6%.

Les coefficients d'étalonnage en efficacité calculés pour l'installation du SAM de La Hague suivent une évolution semblable à celle de l'installation du LEDI au Vésinet (Figure 4-25 et Figure 4-26). Le lendemain de l'incorporation, l'AMAD est le facteur le plus influent, l'efficacité étant d'autant plus élevée que l'AMAD est petit. A plus long terme, le type d'absorption devient prépondérant. Pour le type d'absorption S, l'efficacité dépendante de la biocinétique est proche de l'efficacité obtenue avec 100% de l'activité dans les poumons. En revanche, pour le type d'absorption M, l'efficacité dépendante de la biocinétique diminue fortement par rapport à l'efficacité classique.

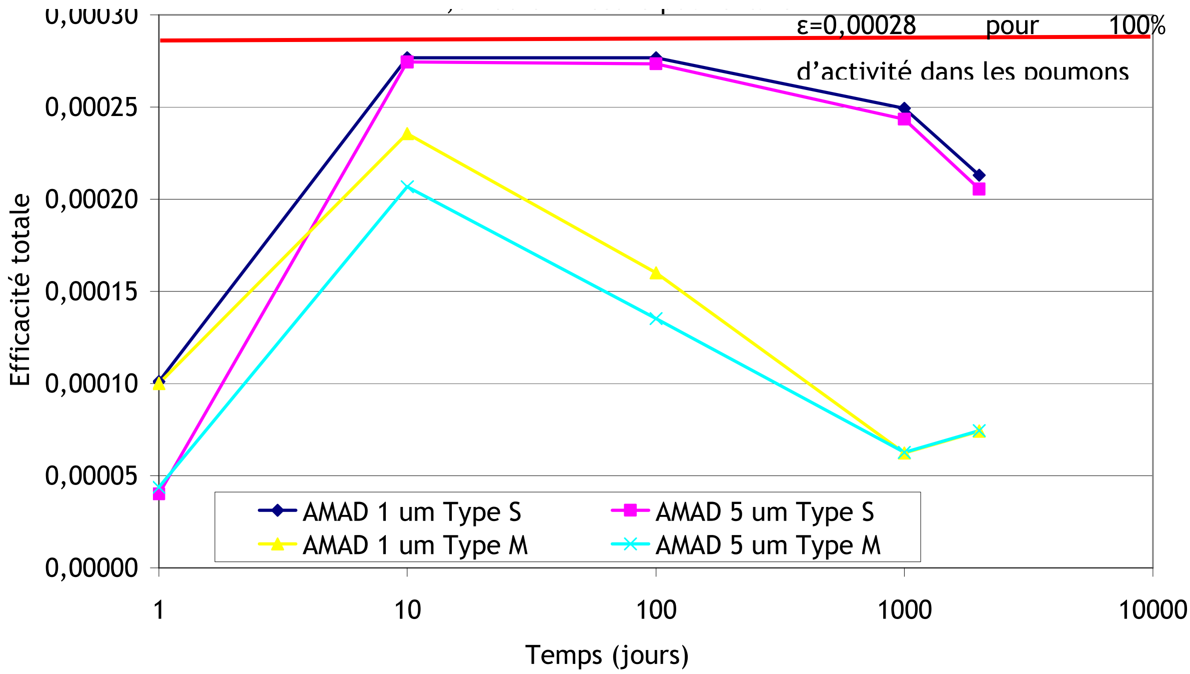


Figure 4-26 : Coefficient d'étalonnage en efficacité pour la raie à 17,8 keV de l'Am-241 en mesure pulmonaire, relatif à l'activité totale distribuée selon les quatre modèles biocinétiques considérés. Comparaison avec l'efficacité obtenue avec 100% d'activité dans les poumons. Les incertitudes statistiques du calcul Monte Carlo sont inférieures à 6%.

Cependant, les cristaux des détecteurs de La Hague ont une surface de détection plus grande que ceux du Vésinet : 5027 mm² contre 3848 mm². En conséquence, les coefficients d'étalonnage en efficacité sont environ 15% plus élevés à 59,54 keV pour l'installation de La Hague.

Pour la raie à 17,8 keV (Figure 4-26), les coefficients d'étalonnage en efficacité suivent une évolution semblable à celle de la raie à 59,54 keV (Figure 4-25). Quantitativement, les coefficients ne représentent que 2% environ des valeurs à 59,54 keV, en raison de l'augmentation exponentielle de l'atténuation des photons quand leur énergie diminue.

4.2.1.2.3 Comparaison des contributions des principaux organes et tissus contaminés à la mesure pulmonaire entre les raies à 17,8 keV et 59,54 keV

La contribution d'un organe se calcule par le produit de son efficacité spécifique dans une géométrie donnée et de la fraction d'activité qu'il retient (Formule 3-4). Cette efficacité pondérée a été déterminée pour les principaux organes et tissus contaminés pour le type d'absorption M. Les résultats ont été comparés entre la raie à 17,8 keV et la raie à 59,54 keV.

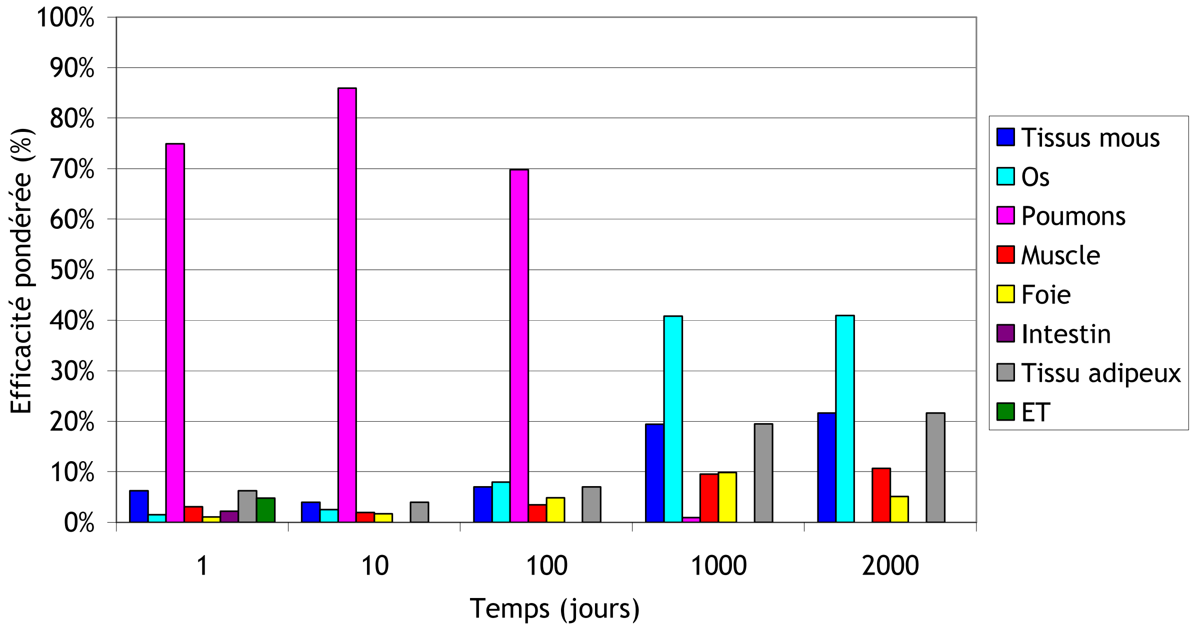


Figure 4-27 : Contribution des principaux tissus contaminés à la mesure pulmonaire de la raie à 17,8 keV de l'Am-241 (AMAD = 5 µm, Type d'absorption M). ET, voies respiratoires extra-thoraciques.

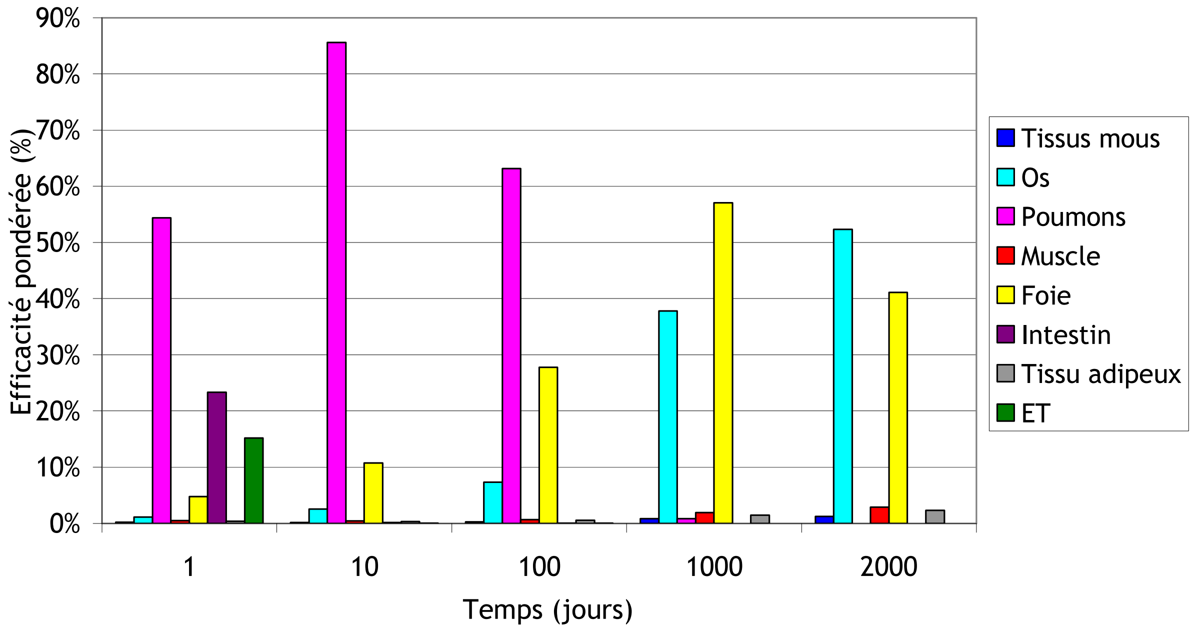


Figure 4-28 : Contribution des principaux tissus contaminés à la mesure pulmonaire de la raie à 59,54 keV de l'Am-241 (AMAD = 5 µm, Type d'absorption M). ET, voies respiratoires extra-thoraciques.

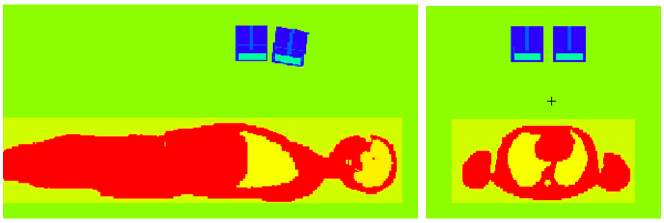
Si les poumons contribuent pour 70% à 85% à la mesure pulmonaire jusqu'à 100 jours pour les deux raies, des disparités existent pour les autres tissus. Le muscle, le tissu adipeux et les autres tissus mous contribuent de façon significative à la mesure de la raie à 17,8 keV tandis qu'ils contribuent très peu à celle de la raie à 59,54 keV qui reçoit essentiellement les contributions du foie et du

squelette à partir de 1000 jours. La contribution du foie est inférieure à 10% pour la raie à 17,8 keV quelle que soit la date. L'atténuation des photons de basse énergie est d'autant plus importante à distance car les photons ont davantage de matière à traverser à partir du foie.

4.2.2 Mesure corps entier du Co-60

Lorsqu'une inhalation de Co-60 est suspectée, les travailleurs impliqués sont mesurés dans une géométrie corps entier à l'aide des quatre détecteurs germanium. L'étalonnage suppose alors que la contamination est répartie de façon homogène dans le corps entier. Toutefois, la biocinétique du Co-60 peut conduire à une distribution hétérogène du radionucléide au moment de la mesure et conduire ainsi à une interprétation erronée du comptage corps entier. Nous avons donc quantifié l'influence de la biocinétique du Co-60 sur la mesure corps entier suite à une inhalation aiguë de ce radionucléide.

4.2.2.1 Géométrie de mesure corps entier



(a) (b)

Figure 4-29 : Visualisation par le traceur de MCNPX de la géométrie de mesure corps entier selon une coupe sagittale (a) et axiale (b) du fantôme voxélisé MAX.

Pour la mesure corps entier, les quatre détecteurs sont éloignés de 40 cm du fantôme voxélisé (Figure 4-29).

4.2.2.2 Coefficient d'étalonnage en efficacité spécifique des organes et tissus pour la raie à 1,17 MeV du Co-60

Les coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques à chaque tissu ou organe ont été calculés pour la mesure corps entier du Co-60 afin que la biocinétique puisse être prise compte par l'utilisateur quelle que soit la distribution considérée (Tableau 4-4).

Tissus	Coefficient
Autres tissus mous	3,18E-04
Rate	3,69E-04
Pancréas	5,17E-04
Os	2,71E-04
Poumons	7,28E-04
Muscle	2,60E-04
Foie	6,61E-04
Intestin	4,96E-04
Sang	4,90E-04
Contenu vessie	1,96E-04
Tissus adipeux	3,45E-04
Testicules	2,66E-04
Estomac	7,85E-04
Rein	2,46E-04
ET	6,07E-04
LN_TH	6,52E-04

Tableau 4-4 : Tabulation des coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques à chaque tissu ou organe pour la mesure corps entier de la raie à 1,17 MeV du Co-60. ET : région extra-thoracique ; LN_TH : nœuds lymphatiques thoraciques.

4.2.2.3 Influence du modèle biocinétique

4.2.2.3.1 Distribution d'activité

Les valeurs par défaut des paramètres d'exposition retenues par la CIPR (AMAD=1 ou 5 µm ; Type d'absorption M ou S) ont été utilisés pour définir quatre modèles biocinétiques à étudier. Le modèle anatomique est le fantôme voxélisé MAX dans lequel les nœuds lymphatiques thoraciques ont été ajoutés. Afin de quantifier l'influence de la biocinétique sur la mesure, le coefficient d'étalonnage en efficacité a été estimé soit en supposant une contamination homogène dans le corps entier, soit en appliquant un modèle biocinétique plus réaliste.

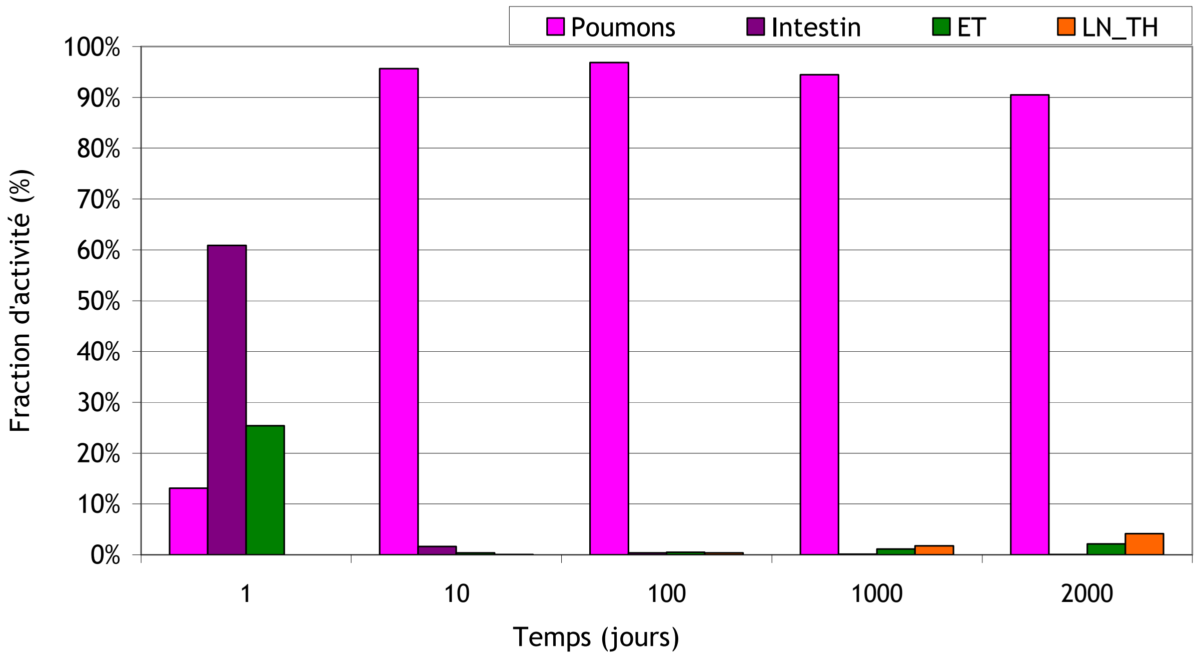


Figure 4-30 : Fraction d'activité retenue dans les principaux tissus contaminés par le Co-60 en fonction du temps pour un AMAD = 5 µm et un type d'absorption S. ET : voies respiratoires extra-thoraciques ; LN_TH : nœuds lymphatiques thoraciques.

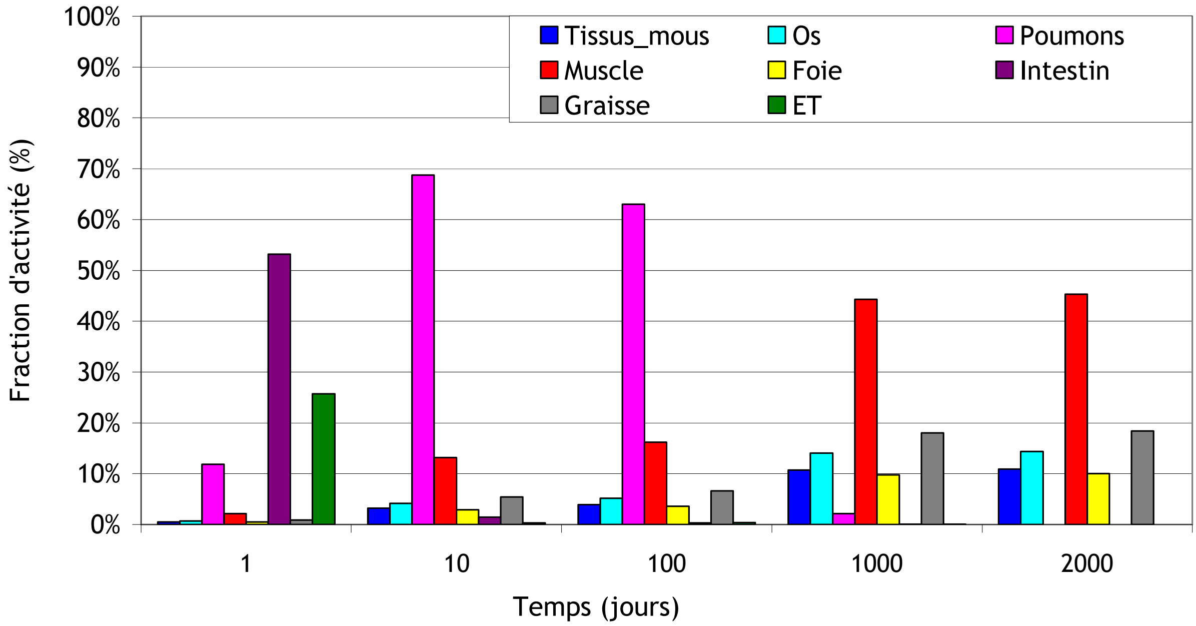


Figure 4-31 : Fraction d'activité retenue dans les principaux tissus contaminés par le Co-60 en fonction du temps pour un AMAD = 5 µm et un type d'absorption M. ET : voies respiratoires extra-thoraciques ; LN_TH : nœuds lymphatiques thoraciques.

Des distributions similaires ont été obtenues pour un AMAD de 1 µm.

Organes et tissus	Distribution homogène par unité de masse	Distribution homogène par unité de volume	Rapport des distributions masse / volume	Rapport des distributions Type M 2000 j / volume
Autres tissus mous	11%	11%	1,0	1,0
Os	15%	10%	1,4	1,4
Muscle	46%	46%	1,0	1,0
Foie	2%	2%	1,0	5,6
Tissu adipeux	19%	21%	0,9	0,9

Tableau 4-5 : Comparaison des distributions d'activité homogènes par unité de masse ou de volume et suivant le modèle biocinétique d'un aérosol de Co-60 de type d'absorption M et d'AMAD=5 µm, 2000 jours après l'inhalation, pour les principaux organes contaminés.

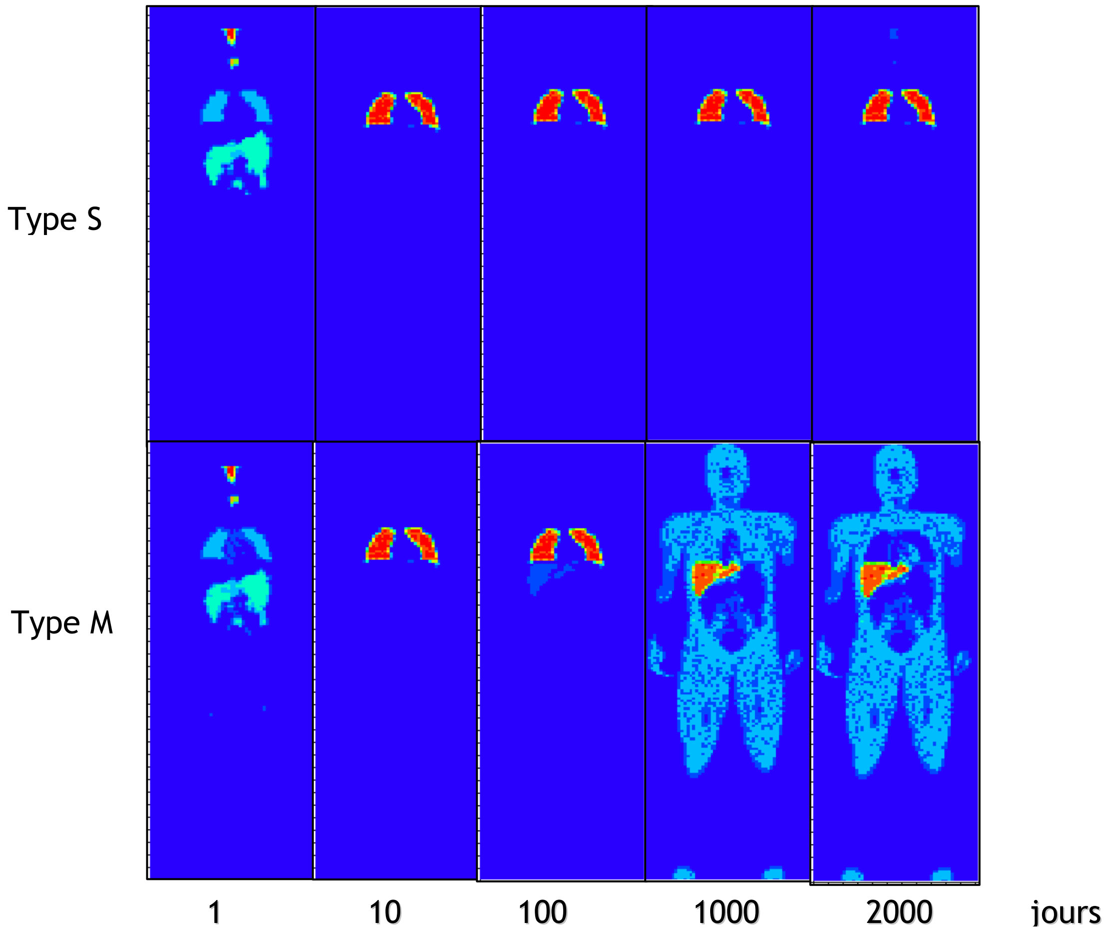


Figure 4-32 : Visualisation de la distribution du Co-60 en fonction du temps après inhalation d'un aérosol de type M.

Comme pour l'Am-241, le Co-60 se retrouve majoritairement dans le tractus gastro-intestinal les voies aériennes extra-thoraciques au lendemain de l'inhalation (figures Figure 4-30 à Figure 4-32).

Ensuite, le Co-60 absorbé vers le sang se fixe préférentiellement dans le foie puis se distribue dans le reste de l'organisme.

Pour le type d'absorption S, l'évolution des distributions d'activité est semblable à celle observée pour l'Am-241 (Figure 4-30 et Figure 4-32). Pour le type d'absorption M, l'épuration du poumon entraîne une rétention d'activité significative dans plusieurs tissus. Ainsi, au bout de 2000 jours, l'activité est essentiellement distribuée entre le muscle (45%), le tissu adipeux (18%), le squelette (14%), les autres tissus mous (11%) et le foie (10%) (Figure 4-31 et Figure 4-32).

Pour le fantôme voxélisé étudié, une distribution homogène de l'activité par unité de masse est similaire à une distribution par unité de volume (Tableau 4-5). L'essentiel des tissus humains ont une densité proche de celle de l'eau (1). Par conséquent, le type de distribution homogène - massique ou volumique, a peu d'influence sur la fraction d'activité reçue par chaque tissu. Cependant, le poumon et le squelette se différencient de l'eau avec des densités respectives de 0,3 et 1,92. Le poumon reçoit une fraction d'activité plus importante (environ 4% au lieu de 1%) quand l'activité est distribuée par unité de volume mais cette fraction reste faible compte tenu du volume du poumon par rapport au reste du corps. Le squelette reçoit 1,4 fois plus d'activité lorsque la distribution est massique (15%). Pour le modèle biocinétique correspondant au type d'absorption M, le Tableau 4-5 montre que la distribution prévue à 2000 jours est similaire à une distribution homogène, le foie retenant moins de 2% de l'activité totale.

4.2.2.3.2 Coefficient d'étalonnage relatif à l'activité totale

Le coefficient d'étalonnage en efficacité pour une distribution homogène d'activité répartie par unité de masse est inférieur de 5% à celui obtenu pour une distribution volumique. La différence entre ces deux distributions et sa conséquence sur l'efficacité tiennent essentiellement au squelette qui concentre 5% d'activité supplémentaire dans le cas d'une distribution massique.

Le lendemain de l'inhalation, l'influence de l'AMAD est importante mais moins sensible que pour la mesure pulmonaire de l'Am-241. A plus long terme le type d'absorption est le facteur le plus influent.

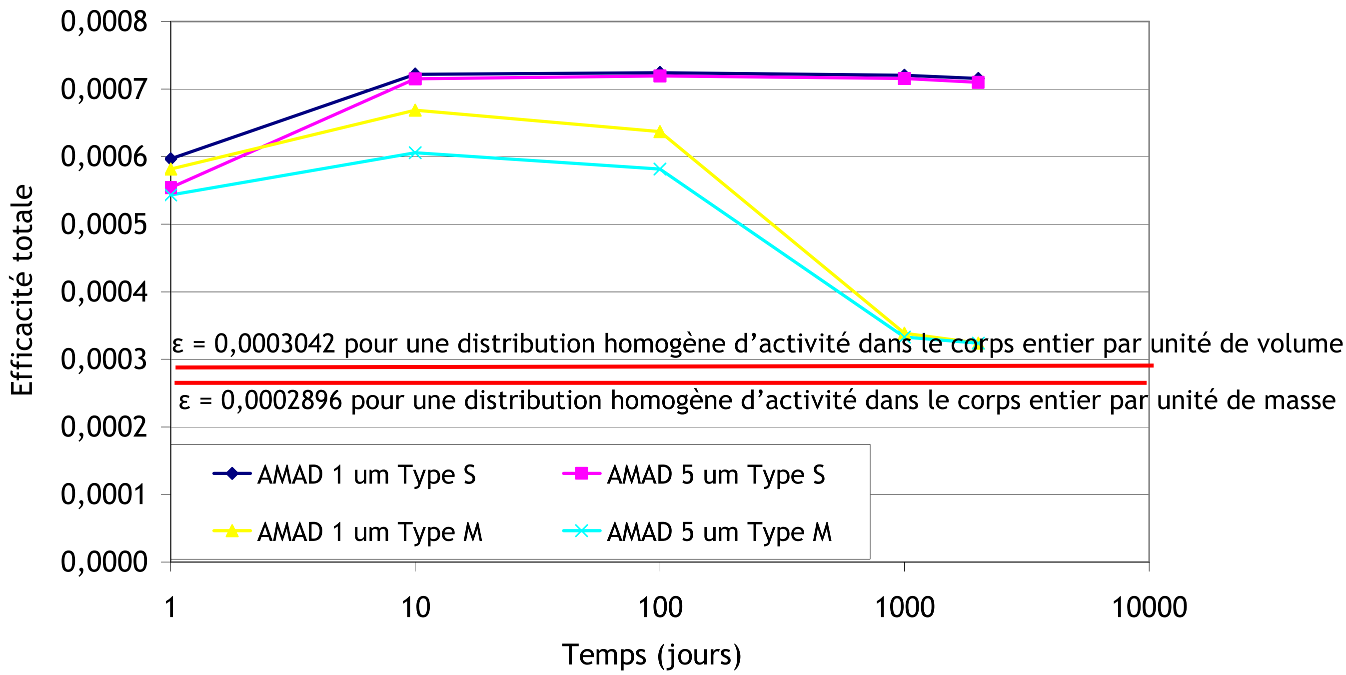


Figure 4-33 : Coefficient d'étalonnage en efficacité pour la raie à 1,17 MeV du Co-60 en mesure corps entier relativement à l'activité totale distribuée selon les quatre modèles biocinétiques considérés. Comparaison avec l'efficacité obtenue avec une distribution homogène d'activité dans le corps entier par unité de masse ou de volume des tissus. Les incertitudes statistiques du calcul Monte Carlo sont inférieures à 6%.

Pour un type d'absorption S de 1 à 2000 jours et pour un type M jusqu'à 100 jours, le coefficient d'étalonnage dépendant du modèle biocinétique est supérieur à celui de l'étalonnage classique. Le radionucléide étant peu absorbé, l'activité reste concentrée dans les poumons, par opposition à une distribution homogène dans le corps entier. Les poumons étant localisés au voisinage des détecteurs, une meilleure efficacité de comptage est alors estimée en tenant compte du modèle biocinétique. Le coefficient d'étalonnage classique conduit donc à surestimer l'activité totale. De plus, une mesure en géométrie pulmonaire serait vraisemblablement plus adaptée dans cette situation.

A partir de 1000 jours pour le type d'absorption M, le coefficient d'étalonnage dépendant de la biocinétique tend vers la valeur du coefficient d'étalonnage classique. Le poumon est alors épuré et l'activité est distribuée dans l'organisme d'une façon à peu près homogène (Tableau 4-5). Il s'ensuit que le coefficient d'étalonnage classique reste adapté pour estimer la rétention totale d'activité dans ces conditions.

4.3 Analyse rétrospective et étude prospective d'un cas de contamination par inhalation d'Am-241

En février 2000, 70 Bq d'Am-241 ont été détectés par mesure pulmonaire d'un travailleur au laboratoire du Secteur Analyses Médicales (SAM) de La Hague. Le comptage du squelette au niveau de la tête et du genou a fourni un résultat inférieur à la limite de détection de 8 Bq. Cette rétention d'activité a pour origine une contamination par inhalation aiguë en 1979 d'un mélange de plutonium et d'américium sous une forme très insoluble.

L'objectif du travail consiste à simuler la mesure et à étudier l'influence de la biocinétique sur la mesure pulmonaire dans ce cas particulier. De plus, une étude prospective est réalisée pour estimer cette influence en 2007 si de nouvelles mesures étaient mises en œuvre.

4.3.1 Analyse des mesures réalisées en 2000

4.3.1.1 Analyse des spectres de mesure pulmonaire

Quatre mesures pulmonaires ont été réalisées les 10, 11 et 18 février et le 23 mars 2000. Les spectres acquis par chaque chaîne de détection ainsi que le spectre somme ont été analysés au LEDI avec le logiciel GENIE2000.

Le résultat de l'analyse des spectres mesurés est représenté sur les Figure 4-34 et Figure 4-35.

La comparaison des nombres d'événements de chaque voie de mesure et l'évolution du spectre somme montrent que l'activité et la distribution du radionucléide sont restées semblables du 10/02/00 au 23/03/00, aux incertitudes de mesure près.

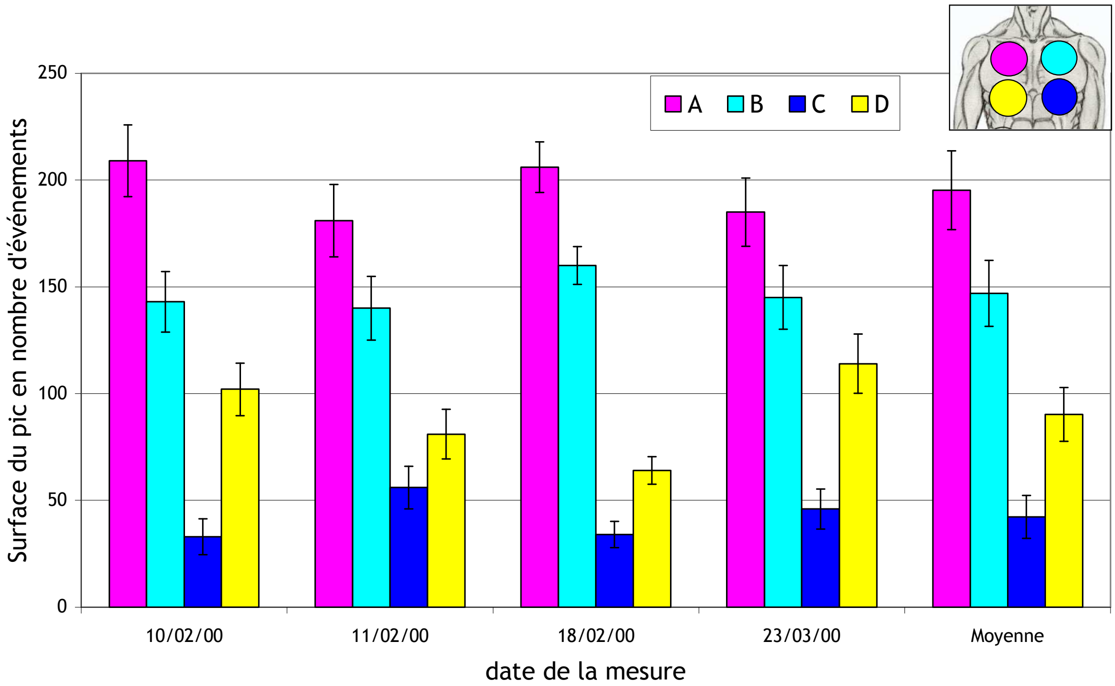


Figure 4-34 : Surface du pic photoélectrique de la raie à 59,54 keV de l'Am-241 des chaînes de détection A, B, C et D pour les quatre dates de mesure et moyenne des surfaces sur les quatre dates. Les positions des détecteurs sont schématisées sur la figure. Les barres d'erreur correspondent à l'incertitude donnée par GENIE2000 lors de l'analyse du pic. Pour les moyennes, les barres d'erreur correspondent à la moyenne des incertitudes de chaque mesure analysée.

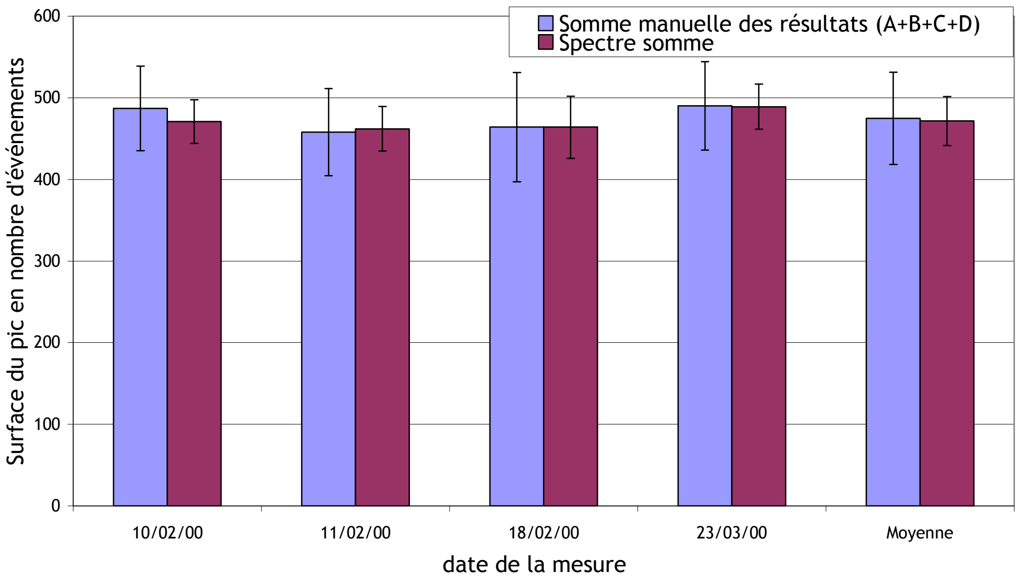


Figure 4-35 : Surface du pic photoélectrique de la raie à 59,54 keV de l'Am-241 obtenu par sommation des résultats de chaque chaîne ou directement par l'analyse du spectre somme. Pour les spectres sommes, les barres d'erreur correspondent à l'incertitude donnée par GENIE2000 lors de l'analyse du pic. Pour la somme manuelle des résultats des quatre chaînes, les barres d'erreur correspondent à la somme des incertitudes des quatre chaînes. Pour les moyennes, les barres d'erreur correspondent à la moyenne des incertitudes relatives aux valeurs sommées.

4.3.1.2 Estimation de l'activité à partir des coefficients d'étalonnage obtenus avec le fantôme Livermore

4.3.1.2.1 Méthode

L'activité est estimée à partir du coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à chaque voie de mesure et à la somme des quatre voies en tenant compte de l'atténuation par l'épaisseur thoracique. L'épaisseur équivalente Livermore correspondant à la personne contaminée a été estimée à partir des équations de Vickers [Vickers, 1996] sur la base du poids et de la taille de la personne.

Le calcul des incertitudes sur l'estimation de l'activité est réalisé par un développement de Taylor-Young.

Formule 4-2 : $$A = \frac{Ncoups}{Intensit\acute{e} \times Temps \times efficacit\acute{e}}$$

Formule 4-3 : $$\frac{\Delta A}{A} = \frac{\Delta Ncoups}{Ncoups} + \frac{\Delta Intensit\acute{e}}{Intensit\acute{e}} + \frac{\Delta Temps}{Temps} + \frac{\Delta efficacit\acute{e}}{efficacit\acute{e}}$$

4.3.1.2.2 Résultat

L'épaisseur équivalente Livermore a été évaluée à 37 mm. Les activités ont été estimées pour les plaques de 35 et 41 mm d'épaisseur et une interpolation fournit les résultats à 37 mm. Sous l'hypothèse d'une localisation exclusivement pulmonaire de l'activité, celle-ci semble davantage localisée dans la partie supérieure des poumons (Figure 4-36).

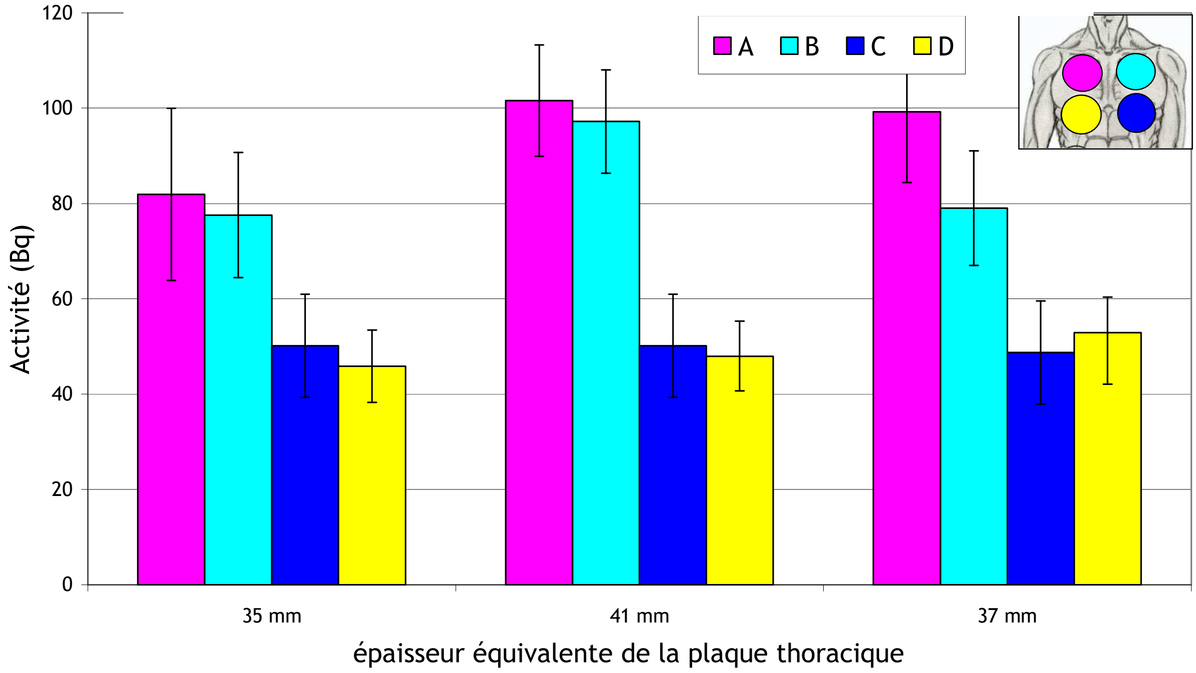


Figure 4-36 : Estimation de l'activité à partir des mesures des quatre détecteurs et des coefficients d'étalonnage obtenus avec le fantôme Livermore.

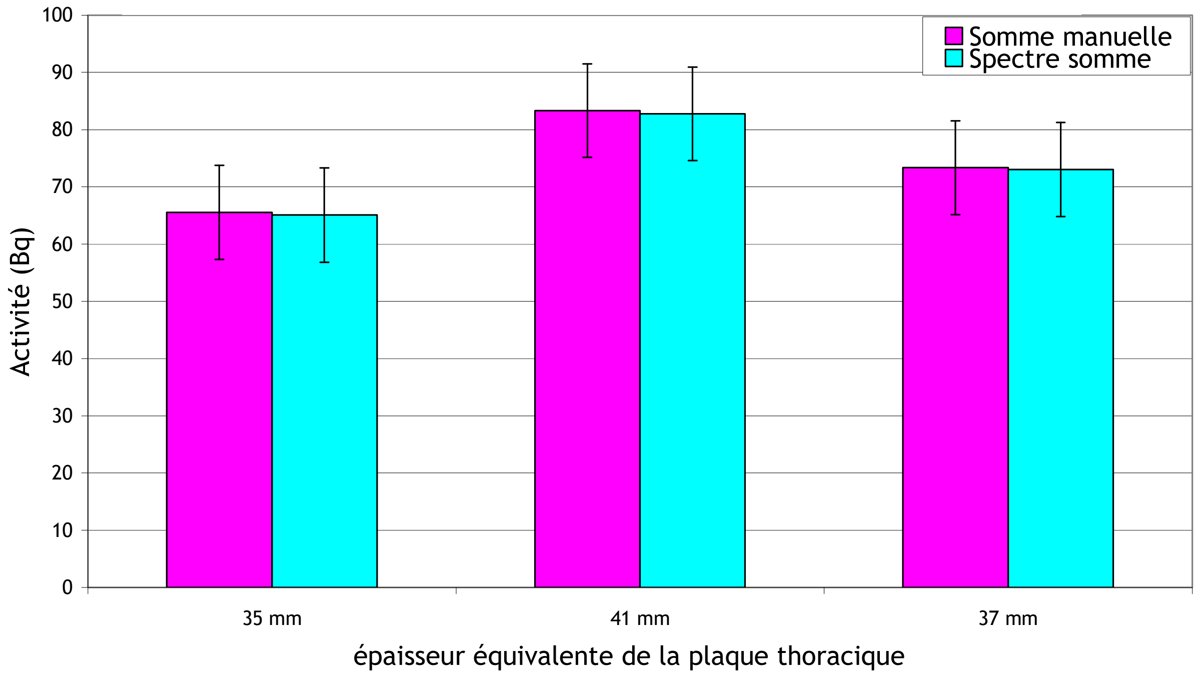


Figure 4-37 : Estimation de l'activité totale pulmonaire à partir des coefficients d'étalonnage obtenus avec le fantôme Livermore.

L'activité retenue dans les poumons en février-mars 2000 est estimée à 73 Bq ± 10 Bq en négligeant la contribution éventuelle d'autres organes.

4.3.2 Simulation des mesures réalisées en 2000

4.3.2.1 Modèle numérique du travailleur

4.3.2.1.1 Segmentation des nœuds lymphatiques thoraciques dans MAX

Le système lymphatique participe à l'élimination des corps étrangers de l'organisme. Les substances à évacuer peuvent être stockées dans les nœuds lymphatiques. En cas de contamination ancienne par inhalation, les noeuds lymphatiques thoraciques sont susceptibles de retenir une part significative de l'activité. Il est donc souhaitable de modéliser ces structures dans le fantôme voxélisé MAX.

4.3.2.1.1.1 Méthode

Les nœuds lymphatiques sont de petites structures, de 1 à 2 cm à l'état normal. Au niveau thoracique, ils sont regroupés autour de la trachée et des bronches (chaîne du médiastin) et distribués dans les poumons.

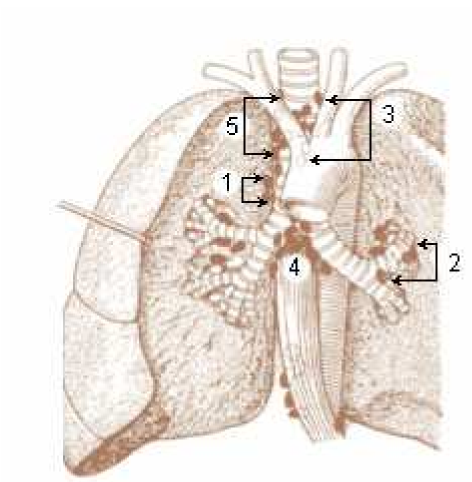


Figure 4-38 : Schéma de la répartition des noeuds lymphatiques thoraciques (1. Pulmonaires juxtaesophagiens, 2. Bronchopulmonaires, 3. Tracheobronchiques supérieurs, 4. Tracheobronchiques inferieurs, 5. Paratracheaux
http://en.wikipedia.org/wiki/Tracheobronchial_lymph_nodes).

Le nombre et la position des nœuds lymphatiques thoraciques à ajouter dans le modèle MAX sont déterminés à partir d'un atlas d'anatomie humaine (planche 177, [Netter, 2003]) et à l'aide du fantôme voxélisé REX [Zankl *et al.*, 2007].

En pratique, les nœuds lymphatiques thoraciques ont été ajoutés manuellement grâce à l'outil gomme d'OEDIPE au fantôme MAX, dans un format pour lequel les régions segmentées sont colorées

mais pas encore attribuées à un tissu. Le gommage permet de sélectionner, en cliquant sur la coupe axiale d'intérêt, les voxels devant être attribués au tissu « nœuds lymphatique ». La densité et la composition du matériau constituant les nœuds lymphatiques ont été déterminés à partir du matériau choisi pour le fantôme REX [Zankl *et al.*, 2007] en conformité avec les valeurs référencées [Woodard et White, 1986].

4.3.2.1.1.2 Résultat

L'analyse du fantôme REX à l'aide d'un programme *convert_phantom_matrix_XYZ_to_ZXY_sl.pro* a permis de dénombrer 169 voxels dédiés aux nœuds lymphatiques. Leur répartition entre les coupes axiales 168 et 189 est décrite dans le Tableau 4-6.

Coupe	voxels
168	4
169	3
170	3
171	6
172	7
173	13
174	13
175	15
176	12
177	12
178	7

Coupe	voxels
179	7
180	6
181	6
182	8
183	7
184	8
185	7
186	8
187	7
188	7
189	3

Tableau 4-6 : Répartition et nombre de voxels dédiés aux nœuds lymphatiques thoraciques dans les coupes axiales du fantôme REX.

Chaque voxel du fantôme REX a un volume de 36,53 mm^3. Le volume total des nœuds thoraciques lymphatiques est donc de 6,17 cm^3.

Le volume des voxels du fantôme MAX étant de 46,66 mm^3, 132 voxels ont été attribués à ses nœuds lymphatiques thoraciques. Ils ont été répartis des coupes 73 à 106 selon le Tableau 4-7.

Coupe	voxels
73	2
74	2
75	4
76	4
77	4
78	4
79	4
80	4
81	4
82	4
83	4
84	4
85	4
86	4
87	4
88	4
89	3

Coupe	voxels
90	3
91	3
92	3
93	3
94	3
95	3
96	3
97	3
98	6
99	6
100	6
101	6
102	6
103	7
104	7
105	1
106	1

Tableau 4-7 : Répartition et nombre de voxels dédiés aux nœuds lymphatiques thoraciques dans les coupes axiales du fantôme MAX modifié.

Comme dans le fantôme REX, les nœuds lymphatiques sont positionnés tantôt à droite tantôt à gauche de la trachée afin de reproduire au mieux la chaîne ganglionnaire.

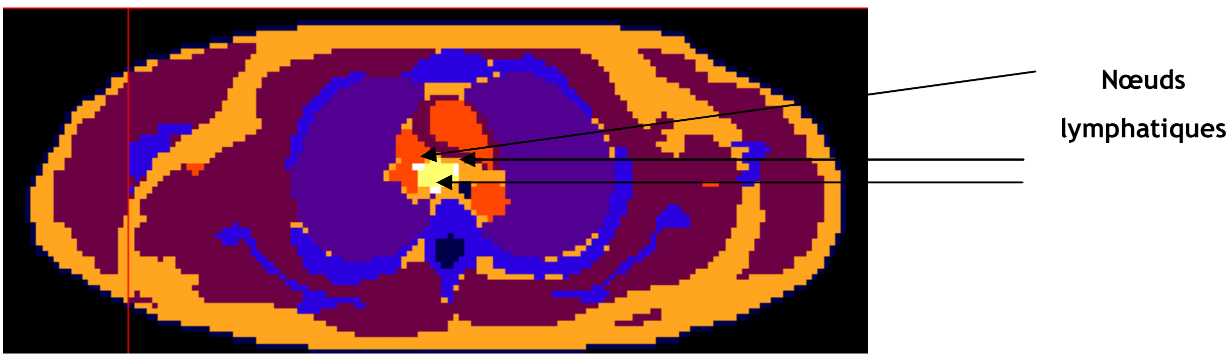


Figure 4-39 : Visualisation par OEDIPE de la coupe axiale 101 du thorax de MAX contenant des nœuds lymphatiques représentés en blanc.

Dans le fantôme REX, le matériau attribué aux nœuds lymphatiques thoraciques est la lymphe. Sa densité est de 1,03 g/cm3 et sa composition est la suivante :

Elément	H	C	N	O	Na	S	Cl
% massique	10,8	4,1	1,1	83,2	0,3	0,1	0,4

Tableau 4-8 : Composition de la lymphe dans le fantôme REX.

Cette composition est en accord avec celle de décrite dans [Woodard et White, 1986] et est utilisée pour créer un nouveau matériau « lymphe » dans la base de données des matériaux d'OEDIPE.

L'attribution de chacun des matériaux au nouveau fantôme MAX « coloré » aboutit à la création du fantôme segmenté.

4.3.2.1.2 Augmentation de l'épaisseur thoracique dans MAX

A partir des caractéristiques (poids et taille) du travailleur et des équations de Vickers, l'épaisseur équivalente Livermore a été estimée par le SAM à $x_{_plaque_thoracique}$ = 37 mm. Afin de reproduire l'atténuation des photons par l'épaisseur thoracique du travailleur lors de la mesure, l'épaisseur thoracique de MAX a ainsi été augmentée à l'aide du programme décrit dans la partie développements (paragraphe 2.1.3).

L'épaisseur de tissu adipeux à ajouter sur le thorax du fantôme MAX a été déterminée pour reproduire le flux de photons après la traversée de la paroi thoracique du fantôme Livermore :

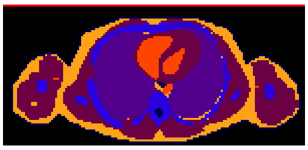
Formule 4-4 :

$$I_0 * e^{-\mu_m * x_{pl_0} - \mu_{50,50} * x_{pl_thoracique}} = I_0 * e^{-\mu_m * x_m - \mu_g * x_g - \mu_{tm} * x_{tm}}$$

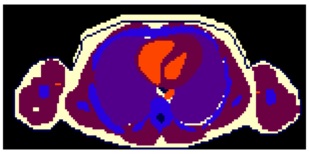
L'atténuation est représentée par une exponentielle décroissante dépendante de la nature du milieu traversé, via le coefficient d'atténuation linéique, et de son épaisseur.

La paroi thoracique du fantôme physique Livermore est constituée d'une plaque en matériau équivalent muscle et d'une plaque additionnelle en matériau 50% muscle-50% tissu adipeux. Celle du fantôme MAX est constituée de muscle puis de tissu adipeux, dont l'épaisseur est à ajuster, puis de tissu mou.

Après calcul, l'épaisseur totale de tissu adipeux à attribuer à MAX pour reproduire au mieux l'atténuation de la personne mesurée est 1,83 cm au lieu de 0,9 initialement. Il reste donc 0,93 cm de tissu adipeux à ajouter. Ceci correspond à 3 voxels de 0,36 cm de côté, en arrondissant au voxel supérieur.



(a)



(b)

Figure 4-40 : Visualisation en coupe axiale du fantôme numérique voxélisé MAX initial (a) et adapté à l'épaisseur thoracique de la personne (b). Le tissu adipeux apparaît respectivement en orange (a) et en blanc (b).

4.3.2.2 Calcul biocinétique

4.3.2.2.1 Méthode

La distribution d'activité de l'année 2000 a été calculée en supposant une inhalation aiguë d'Am-241 sous une forme très insoluble en décembre 1979, sur la base des mesures *in vivo* et des analyses radiotoxicologiques disponibles en 2000. La distribution a ensuite été directement importée avec OEDIPE dans le fantôme numérique voxélisé.

4.3.2.2.2 Résultat

L'activité totale est essentiellement distribuée dans les poumons (63%), les noeuds lymphatiques thoraciques (19%) et le squelette (9%) du fantôme MAX (Figure 4-41).

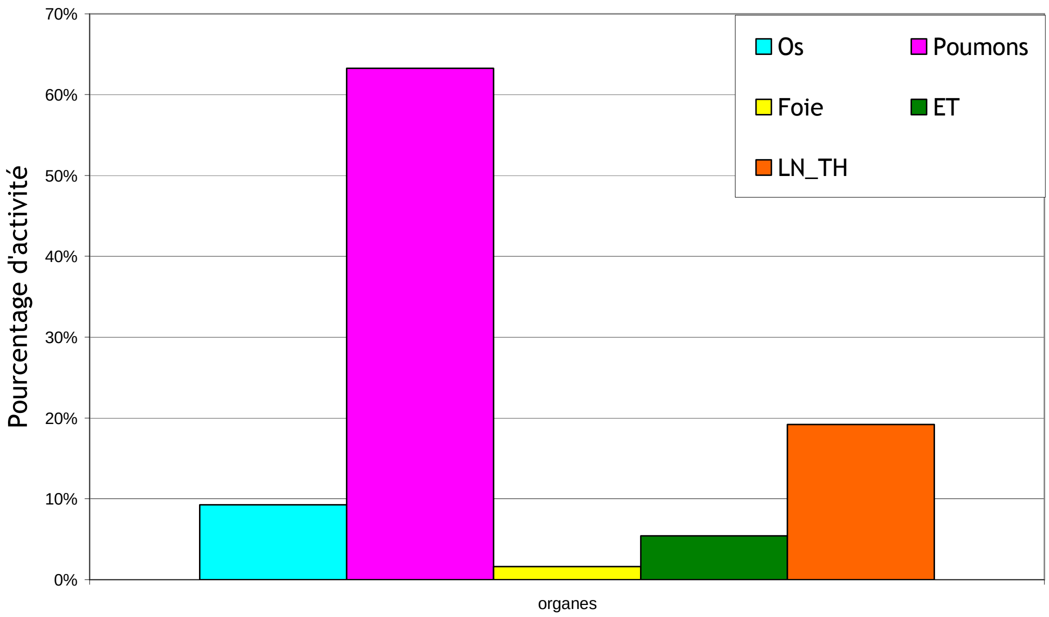


Figure 4-41 : Fraction d'activité en Am-241 prévue à 7000 jours dans les principaux organes contaminés. LN_TH, nœuds lymphatiques thoraciques. ET, région extra-thoracique.

La modélisation de la mesure pulmonaire a ensuite été obtenue en plaçant le modèle du système de comptage du laboratoire de La Hague au contact du thorax du fantôme MAX dans la géométrie de comptage utilisée en mesure réelle.

4.3.2.3 Calcul du coefficient d'efficacité relatif à l'activité totale

4.3.2.3.1 Méthode

La simulation de la mesure *in vivo* a été réalisée avec MCNPX à partir du fichier d'entrée écrit par OEDIPE résultant du modèle décrit ci-dessus. L'efficacité relative à l'activité totale a été calculée pour déduire des résultats de mesure de 2000 l'activité dans le corps entier. Les activités dans les poumons et les autres organes contaminés sont ensuite dérivées de la distribution d'activité prévue.

4.3.2.3.2 Résultat et discussion

L'efficacité relative à l'activité totale distribuée dans le corps, pour la raie à 59,54 keV, est estimée par simulation à $8,3 \times 10^{-3}$, ce qui correspond à 88 Bq d'activité totale. La distribution d'activité prévue par le modèle biocinétique conduit à une estimation de 55 Bq dans les poumons, 17 Bq dans les nœuds lymphatiques thoraciques et 8 Bq dans le squelette. Par contraste, 70 Bq sont estimés dans les poumons à partir de l'efficacité établie avec le fantôme physique Livermore.

En raison de la forte insolubilité de l'aérosol inhalé, la majeure partie de l'activité est toujours présente dans la cage thoracique vingt ans après l'inhalation et est distribuée entre les poumons et les nœuds lymphatiques thoraciques. Selon le modèle biocinétique, la rétention dans le squelette reste de l'ordre de grandeur de la limite de détection. La somme des activités des poumons et des nœuds lymphatiques thoraciques, estimées en tenant compte de la biocinétique est proche de l'activité estimée avec l'efficacité classique issue du fantôme Livermore. Par conséquent, la distribution hétérogène d'activité entre les poumons et les nœuds lymphatiques a peu d'influence sur la mesure pulmonaire. La position symétrique des détecteurs par rapport aux nœuds lymphatiques thoraciques peut expliquer que cette distribution hétérogène d'activité conduise au même comptage qu'une distribution homogène dans les poumons. En conclusion, pour ce type d'absorption et à ce temps après l'inhalation, l'activité totale dans la cage thoracique peut être estimée avec le coefficient d'étalonnage classique, sans tenir compte de la distribution résultant de la biocinétique.

4.3.3 Etude prospective

La distribution de la contamination a été calculée pour 2007 à partir de modèle biocinétique, afin d'estimer son influence si de nouvelles mesures étaient réalisées.

4.3.3.1 Simulation d'une mesure pulmonaire en 2007

4.3.3.1.1 Distribution d'activité

La distribution d'activité a été calculée pour 10000 jours après l'inhalation supposée en décembre 1979.

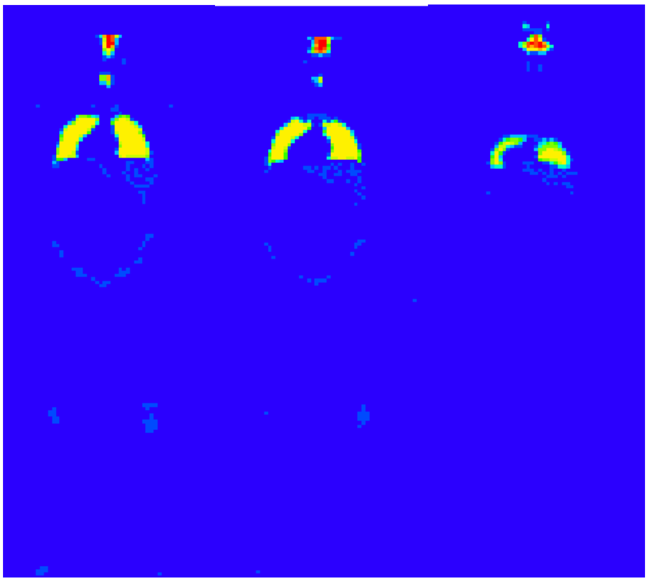


Figure 4-42 : Visualisation par le traceur de MCNPX de la distribution relative d'activité à t=10000 jours dans trois coupes axiales du fantôme numérique voxélisé modélisant le travailleur.

L'Am-241 est alors essentiellement localisé dans les poumons, pour 52% de l'activité totale, dans les nœuds lymphatiques thoraciques (27 %) et dans l'os (12 %).

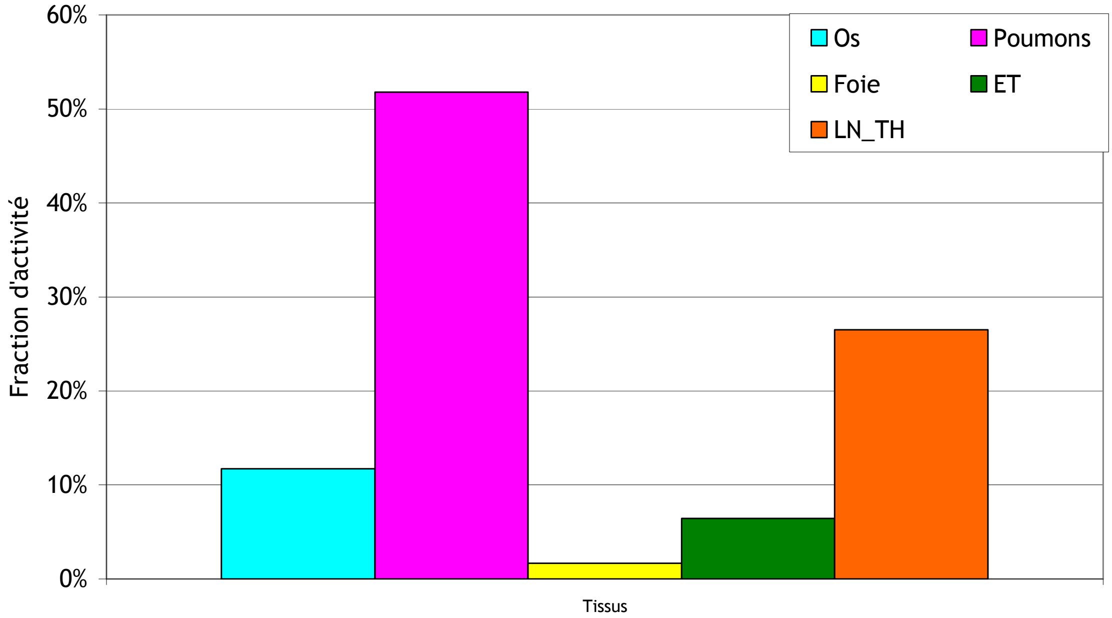


Figure 4-43 : Fraction d'activité en Am-241 10000 jours après l'inhalation dans les principaux tissus contaminés. ET : voies respiratoires extra-thoraciques ; LN_TH : nœuds lymphatiques thoraciques.

4.3.3.1.2 Simulation de la mesure pulmonaire : résultat et discussion

Un spectre de mesure pulmonaire a été simulé pour la distribution prévue par le modèle biocinétique. Les quatre détecteurs comptabilisent 341 événements dans le pic photoélectrique de la raie à 59,54 keV de l'Am-241, soit 27% de moins qu'en 2000.

Si ce spectre était interprété à partir de l'étalonnage réalisé avec le fantôme physique Livermore (efficacité de 0,01041), alors 52 Bq seraient estimés dans les poumons ; tandis que la contamination réelle correspond à 37 Bq dans les poumons et 19 Bq dans les nœuds lymphatiques thoraciques, soit 56 Bq à l'intérieur de la cage thoracique, et 8 Bq dans le squelette.

Ainsi, le coefficient d'étalonnage en efficacité obtenu à partir des mesures sur le fantôme Livermore permettrait à t=10000 jours d'estimer correctement l'activité retenue à l'intérieur de la cage thoracique. Bien que les nœuds lymphatiques thoraciques retiennent autant d'Am-241 que les poumons, cette hétérogénéité reste équivalente à une contamination homogène dans les poumons pour la mesure en géométrie pulmonaire. Le squelette ne retiendrait que 8 Bq ce qui correspond à une trop faible concentration en activité pour détecter une rétention significative.

4.3.3.2 Coefficient d'étalonnage en efficacité spécifique à chaque organe et tissu

4.3.3.2.1 Mesure pulmonaire

4.3.3.2.1.1 Résultats

Afin d'aider à interpréter les comptages réalisés avec le système de mesure de La Hague suivant des distributions d'activité variables, les efficacités spécifiques à chaque organe ont été calculées avec le fantôme MAX adapté à ce travailleur selon la Formule 3-2 dans la géométrie de mesure pulmonaire et comparées à celle du fantôme MAX initial (Tableau 4-9).

Tissu	Efficacité spécifique à chaque organe		Rapport d'efficacité (adapté / initial)
	MAX initial	MAX adapté au travailleur	
Autres tissus mous	3,78E-03	2,52E-03	0,67
Rate	2,11E-03	1,65E-03	0,78
Pancréas	2,24E-03	1,80E-03	0,80
Squelette	2,21E-03	1,68E-03	0,76
Poumons	1,44E-02	1,11E-02	0,77
Muscle	2,14E-03	1,58E-03	0,74
Foie	5,82E-03	4,50E-03	0,77
Intestin	1,24E-03	9,73E-04	0,79
Sang	5,83E-03	4,52E-03	0,78
Contenu vessie	8,14E-05	6,48E-05	0,80
Tissu adipeux	4,16E-03	6,94E-03	1,67
Testicules	1,26E-04	6,00E-05	0,48
Estomac	7,29E-03	5,62E-03	0,77
Rein	5,12E-04	3,97E-04	0,78
ET	1,85E-03	1,53E-03	0,83
LN	6,57E-03	4,96E-03	0,76

Tableau 4-9 : Efficacités spécifiques à chaque organe pour le système à quatre détecteurs germanium du laboratoire Secteur Analyses Médicales de La Hague, pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 dans le cas du fantôme MAX initial ou adapté au travailleur. ET, voies respiratoires extra-thoraciques. LN, nœuds lymphatiques thoraciques.

L'ajout de 3 voxels de tissu adipeux sur le thorax du fantôme entraîne une augmentation d'un facteur 1,67 de l'efficacité relative au tissu adipeux et une diminution de l'efficacité spécifique de 25% en moyenne pour les autres tissus.

Les voxels de tissus adipeux ajoutés à la surface du thorax du fantôme atténuent davantage les photons issus des organes internes, entraînant une diminution d'efficacité de leur comptage. A l'inverse, l'efficacité relative au tissu adipeux augmente par rapport au fantôme initial. Les efficacités estimées pour les tissus adipeux et les « autres tissus mous » ne sont pas parfaitement réalistes avec ce fantôme modifié dans lequel l'épaisseur de tissu adipeux ajouté est positionnée au dessus de la peau. Cependant, ces tissus ne sont pas uniquement localisés dans le thorax mais répartis dans le corps entier et retiennent très peu d'activité à long terme. Par conséquent, le modèle utilisé reste correct pour représenter l'atténuation globale au niveau du thorax.

4.3.3.2.1.2 Contribution des principaux organes à la mesure

La contribution de chaque organe à la mesure pulmonaire est estimée en multipliant son efficacité spécifique par la fraction d'activité prévue par le modèle (Formule 3-4). Par exemple, 7000 jours après l'incorporation, les poumons contribuent pour 82% aux événements détectés; les nœuds lymphatiques thoraciques, pour 12%; le squelette, 2% et le foie, 1%.

4.3.3.2.2 Mesure de la tête

Les quatre détecteurs du laboratoire de La Hague sont également étalonnés en géométrie de mesure tête, afin de permettre une estimation directe de la contamination squelettique. Il est donc apparu intéressant de calculer les coefficients d'étalonnage numérique pour cette géométrie à l'aide du fantôme MAX.

4.3.3.2.2.1 Positionnement des détecteurs

Les détecteurs germanium sont placés par paires symétriquement autour de la tête avec un angle de 45° par rapport à la perpendiculaire (Figure 4-44).

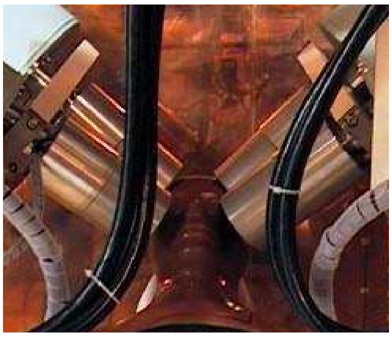
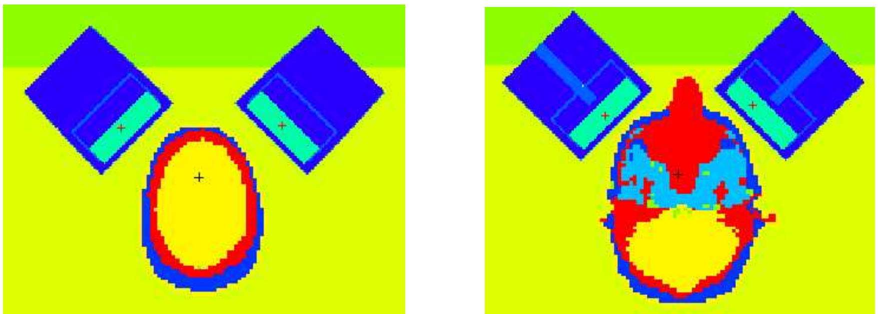


Figure 4-44 : Position de mesure de la tête avec le fantôme d'étalonnage correspondant.

Cette géométrie de comptage a été reproduite sur le fantôme voxélisé MAX (Figure 4-45).



(a) (b)

Figure 4-45 : Visualisation par le traceur MCNPX de la géométrie de comptage de la tête au niveau de coupes axiales passant par l'axe de rotation des détecteurs.

4.3.3.2.2.2 Résultat

Les coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques de chaque tissu ou organe ont été estimés pour la mesure tête avec le fantôme MAX incluant la modélisation des nœuds lymphatiques (Tableau 4-10).

La plupart des tissus ou organes ne sont pas dans l'angle solide vu par les détecteurs mais dans le thorax ou l'abdomen. Il a été nécessaire d'augmenter le nombre d'histoires stochastiques jusqu'à 100 millions pour obtenir une bonne convergence statistique des résultats. Pour une même activité retenue, les tissus ou organes qui contribuent le plus à la mesure sont par ordre décroissant : les voies respiratoires extra-thoraciques (efficacité ε=0,051), les tissus mous (ε=0,0077), le squelette (ε=0,0027), le tissu adipeux (ε=0,0020), les nœuds lymphatiques thoraciques (ε=0,0010), le muscle (ε=0.0008185), le sang (ε=0,00080) et les poumons (ε=0,00034).

Tissus ou Organes	Efficacité	Nombres d'histoires stochastiques
Tissus mous	7,70E-03	2E+07
Rate	5,14E-05	1E+08
Pancréas	0,00E+00	1E+08
Squelette	2,66E-03	2E+07
Poumons	3,40E-04	1E+08
Muscle	8,18E-04	2E+07
Foie	5,83E-05	1E+08
Intestin	7,74E-06	1E+08
Sang	8,04E-04	2E+07
Contenu vessie	1,65E-06	1E+08
Tissu adipeux	1,96E-03	2E+07
Testicules	0,00E+00	2E+07
Estomac	4,63E-05	1E+08
Rein	1,60E-05	1E+08
ET	5,09E-02*	2E+07
LN	1,00E-03	2E+07

Tableau 4-10 : Tabulation des efficacités spécifiques à chaque organe du fantôme MAX adapté au travailleur pour le système à quatre détecteurs germanium du laboratoire Secteur Analyses Médicales de La Hague et la raie à 59,54 keV de l'Am-241 en géométrie de mesure de la tête. ET : voies respiratoires extra-thoraciques ; LN : nœuds lymphatiques thoraciques. * : voir paragraphe 4.3.3.2.2.3 pour une autre estimation.

4.3.3.2.2.3 Estimation des contributions des tissus et organes à la mesure tête en 2007

La mesure de la tête vise à estimer la rétention osseuse à long terme après l'incorporation. La contribution des organes ou tissus à la mesure tête a été estimée à 10000 jours après l'inhalation à partir du modèle biocinétique (Figure 4-46). La contribution à 7000 jours est aussi affichée à titre de comparaison.

D'après ces calculs, la contribution de chaque organe à la mesure tête varie peu entre 2000 et 2007. L'efficacité totale augmente de 12%. Les voies respiratoires extra-thoraciques (ET) apportent la principale contribution à la mesure de la tête (80%). En revanche, les poumons, le squelette et les nœuds lymphatiques thoraciques ont des contributions mineures de l'ordre de 5 à 7%.

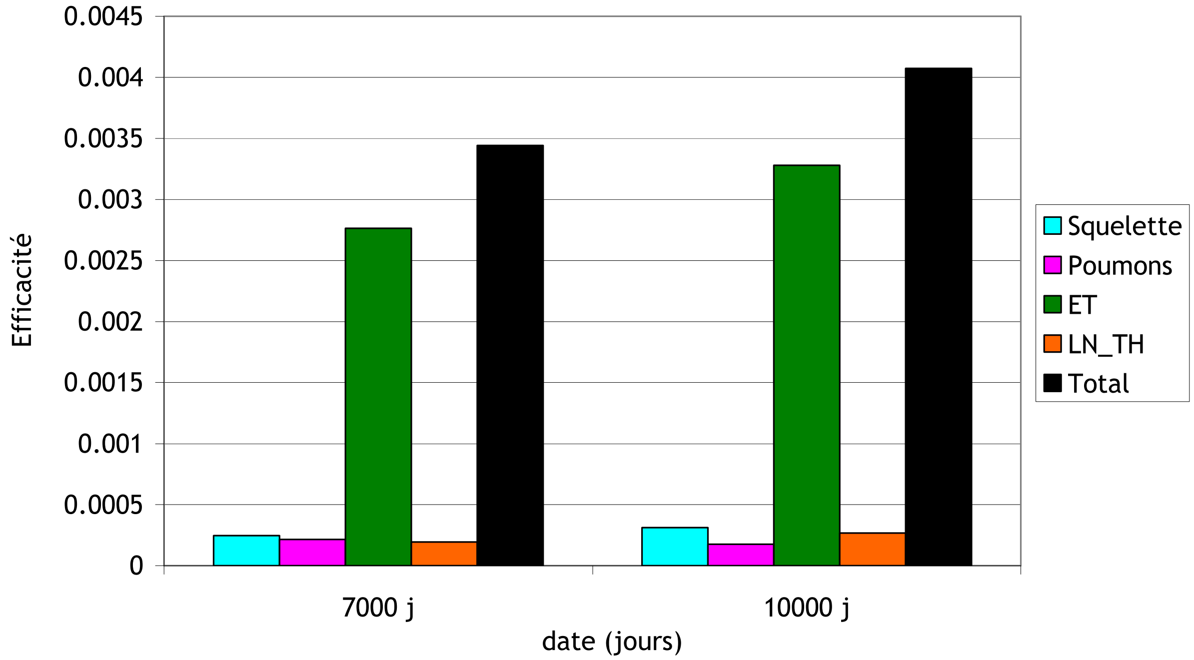


Figure 4-46 : Contribution des principaux organes contaminés à la mesure au niveau de la tête de la raie à 59,54 keV de l'Am-241 à 7000 et 10000 jours après l'inhalation. ET, voies respiratoires extra-thoraciques. LN_TH, nœuds lymphatiques extra-thoraciques.

Cependant, à si long terme après l'inhalation, il est surprenant que les voies respiratoires extra-thoraciques puissent contribuer de façon aussi significative à la mesure. Le tissu nommé « voies respiratoires extra-thoraciques » dans le fantôme MAX inclut les compartiments ET_1, ET_2 du modèle respiratoire [ICRP-66, 1994], soit le nez, la bouche, le pharynx et le larynx, et LN_ET, soit les nœuds lymphatiques extra-thoraciques (Figure 4-47). D'après le modèle biocinétique, seul le compartiment LN_ET retient une fraction significative de l'activité totale dans cette région à 7000 et 10000 jours (respectivement 5% et 6%). Cette fraction est attribuée à toute la région extra-thoracique du fantôme alors que seuls les nœuds lymphatiques sont encore contaminés. Or le nez et la bouche se trouvent directement dans l'angle solide des détecteurs positionnés en géométrie de mesure tête (Figure 4-45). Il en résulte une contribution artificiellement élevée des voies respiratoires extra-thoraciques.

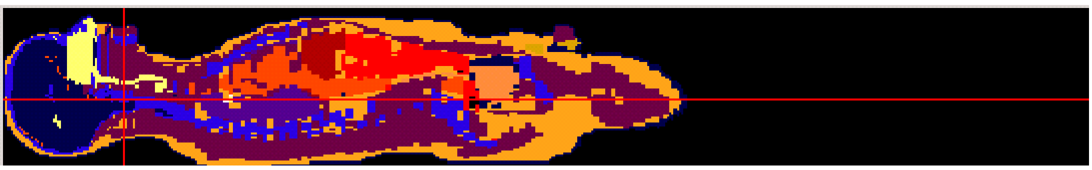
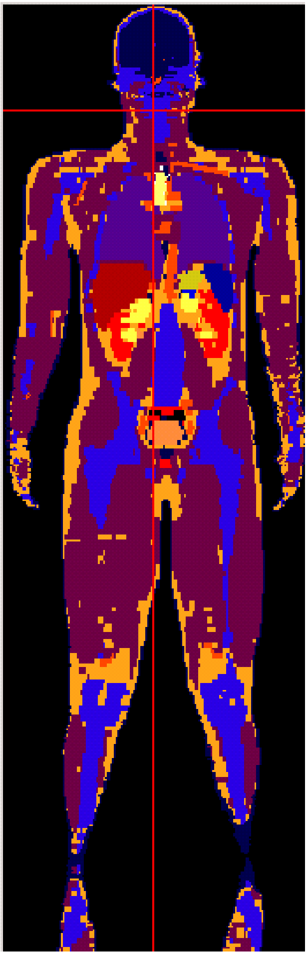
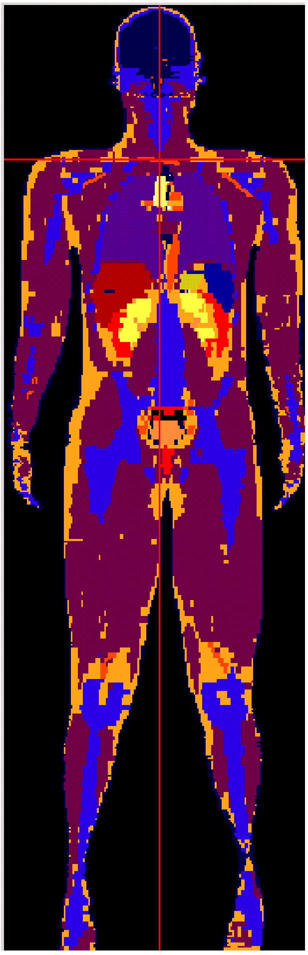


Figure 4-47 : Visualisation avec OEDIPE de la localisation des voies respiratoires extra-thoraciques (en jaune pâle) sur une coupe sagittale du fantôme MAX.

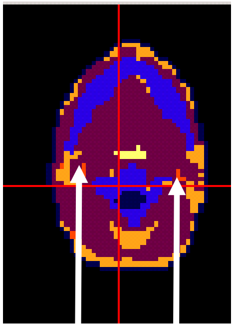
Il apparaît donc nécessaire de modéliser les nœuds lymphatiques extra-thoraciques indépendamment des voies respiratoires comme cela a été fait pour le thorax. Nous l'avons fait en positionnant des sources ponctuelles correspondant aux nœuds lymphatiques cervicaux profonds

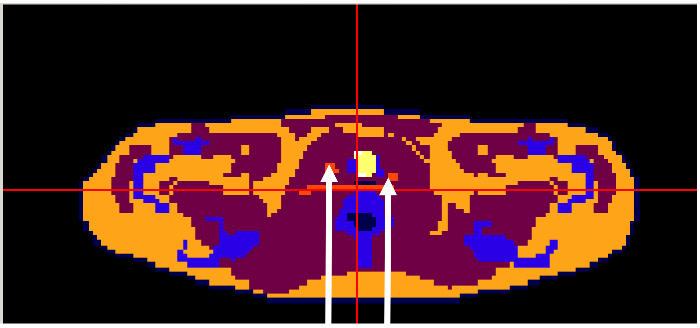
supérieurs et inférieurs [ICRP-66, 1994]. Quatre sources ont été placées par paires le long des carotides, à la base de la mandibule et du muscle sterno-mastoïdien.





(a) (b)





(c) (d)

Figure 4-48 : Visualisation avec OEDIPE sur les coupes frontales n°54 (a) et 79 (b) par les axes horizontaux rouges des coupes axiales respectivement (c) et (d) où les sources ponctuelles ont été positionnées. L'emplacement des quatre sources est repéré par les flèches blanches.

L'efficacité spécifique aux nœuds lymphatiques extra-thoraciques modélisés par ces quatre sources ponctuelles a été estimée à 5,18 x 10^{-3} par simulation de la mesure tête. Puis leur contribution à

cette mesure à 7000 et 10000 jours après l'inhalation a été estimée en multipliant cette efficacité par la fraction d'activité corporelle retenue dans le compartiment LN_ET.

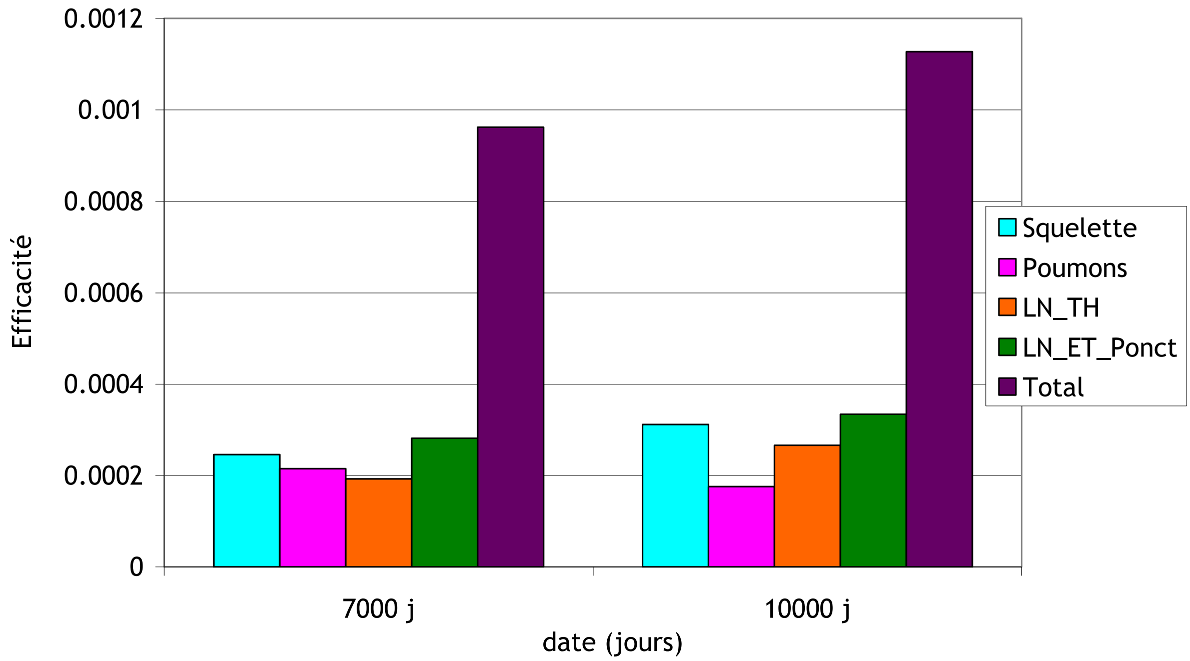


Figure 4-49 : Contribution des principaux organes contaminés à la mesure en géométrie tête de la raie à 59,54 keV de l'Am-241 à 7000 et 10000 jours après l'inhalation. LN_ET_Ponct : nœuds lymphatiques extra-thoraciques modélisés par quatre sources ponctuelles. LN_TH, nœuds lymphatiques thoraciques.

Le compartiment LN_ET modélisé par quatre sources ponctuelles apporte une contribution à la mesure tête de l'ordre de 30%. Elle reste prédominante par rapport aux autres tissus qui contribuent respectivement à 27% pour le squelette, à 22% puis 16% pour les poumons, à 20% puis 24% pour les nœuds lymphatiques thoraciques.

Ainsi, même à très long terme (30 ans) après l'inhalation d'un aérosol hautement insoluble, les nœuds lymphatiques extra-thoraciques apportent une contribution significative à la mesure tête qui a pour but de mesurer la rétention osseuse. L'étalonnage utilisant un fantôme physique de tête dont la source d'activité est localisée à la surface du crâne n'est donc pas adapté pour prendre en compte une distribution biocinétique réaliste. L'étalonnage avec le fantôme physique conduit à une surestimation de l'activité dans l'os.

De plus, ce travail a mis en évidence, avec les nœuds lymphatiques, l'importance d'une segmentation précise des tissus. Une seule région des voies respiratoires extra-thoraciques regroupant les trois compartiments ET_1, ET_2 et LN_ET du modèle respiratoire de la CIPR ne permet pas de représenter la distribution d'activité de façon suffisamment réaliste dans le fantôme

voxélisé pour estimer correctement les efficacités spécifiques en mesure de la tête. La modélisation des nœuds lymphatiques par quatre sources ponctuelles a permis d'estimer leur contribution de façon plus réaliste. Pour améliorer encore ce résultat, il serait intéressant d'affiner le modèle anatomique de ces sites de rétention à long terme dans le fantôme MAX.

L'étude d'une géométrie de mesure du genou avec le système du LEDI (paragraphe 3.2.3.2.2) a montré que cette configuration permet de s'affranchir de la contribution de l'essentiel des organes ou tissus autres que le squelette.

4.3.3.2.3 Mesure du genou

4.3.3.2.3.1 Positionnement

L'efficacité spécifique des organes et tissus a été estimée pour la géométrie de comptage du genou utilisée au SAM de La Hague. Deux détecteurs sont placés de part et d'autre d'un genou avec un angle de 45° environ par rapport à la verticale (Figure 4-50). La somme des événements simulés dans les deux cristaux détecteurs est utilisée pour estimer l'efficacité.

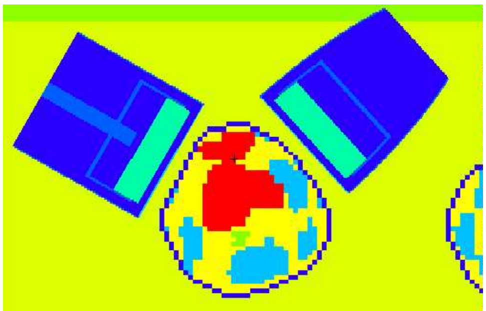


Figure 4-50 : Visualisation par le traceur de MCNPX du positionnement des deux détecteurs en mesure genou.

4.3.3.2.3.2 Résultat

L'essentiel des organes ou tissus situés dans la cage thoracique et l'abdomen ne contribue pas à la mesure du genou simulée à l'aide de 100 millions d'histoires stochastiques. Seuls les autres tissus mous, le squelette, le muscle, le sang et le tissu adipeux présentent une contribution significative à la mesure (Tableau 4-11).

Tissus ou Organes	Efficacité
Autres tissus mous	1,81E-03
Rate	0,00E+00
Pancréas	0,00E+00
Squelette	1,97E-03
Poumons	0,00E+00
Muscle	8,61E-04
Foie	0,00E+00
Intestin	6,07E-07
Sang	4,02E-04
Contenu vessie	3,74E-06
Tissu adipeux	1,88E-03
Testicules	0,00E+00
Estomac	0,00E+00
Rein	0,00E+00
ET	0,00E+00
LN_TH	0,00E+00

Tableau 4-11 : Coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques à chaque organe ou tissu en géométrie de mesure du genou pour la raie à 59,54 kev de l'Am-241. ET, région extra-thoracique. LN_TH, nœuds lymphatiques thoraciques.

Les contributions des principaux organes ou tissus contaminés à la mesure du genou, 7000 et 10000 jours après l'inhalation sont présentées en Figure 4-51.

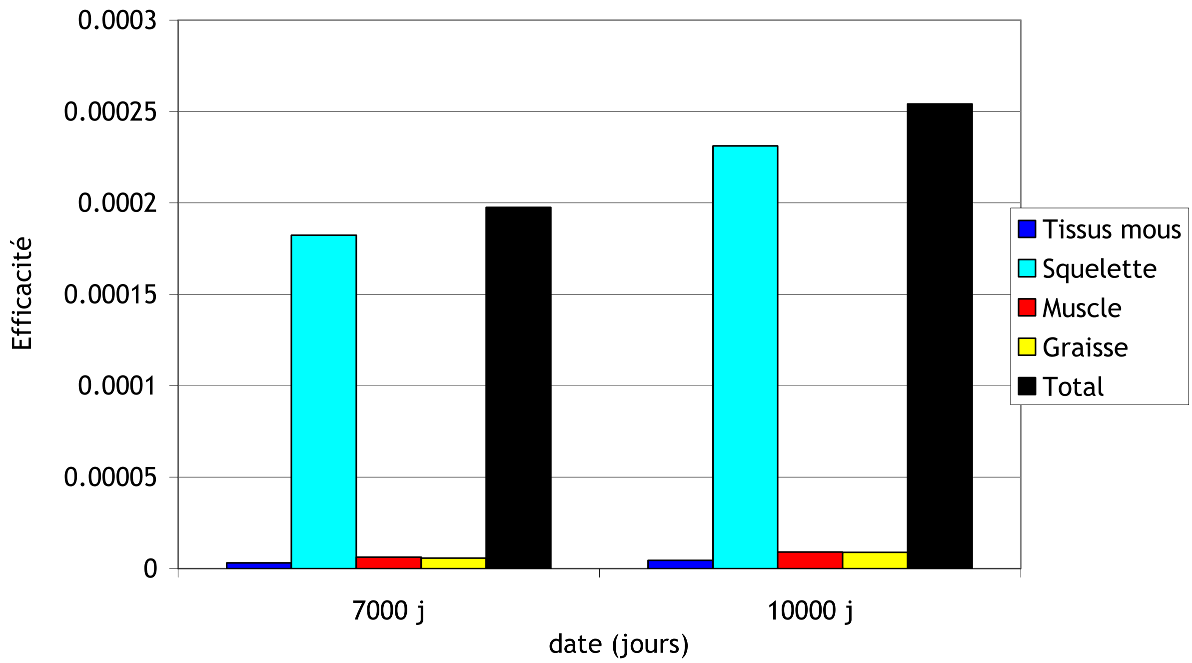


Figure 4-51 : Contribution des principaux organes contaminés à la mesure du genou pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241 à 7000 et 10000 jours après l'inhalation.

Le squelette contribue à 90% à la mesure du genou. Contrairement à la mesure de la tête, cette géométrie permet donc de s'affranchir des contributions des organes ou tissus encore potentiellement contaminés plus de 30 ans après l'incorporation et donc de réduire les incertitudes sur l'estimation de la rétention osseuse.

De plus, cette méthode d'étalonnage numérique est particulièrement avantageuse car elle permet de prendre en compte la contribution de tout le squelette à l'inverse de l'étalonnage classique. En effet, la mesure d'un genou peut être influencée par les contributions du genou voisin par exemple alors que le fantôme physique d'étalonnage de la mesure genou ne peut représenter ces contributions (Figure 4-52). Lors de la mesure, une plaque de plomb peut par exemple être positionnée pour faire écran aux contributions du genou voisin. L'étalonnage numérique permet de dépasser ces limites en prenant en compte toutes les contributions et en estimant directement l'activité dans tout le squelette. Cet étalonnage suppose que l'activité est distribuée de façon homogène dans tout le squelette en attendant une meilleure connaissance de la distribution réelle et la possibilité de segmenter plus finement le tissu osseux.



Figure 4-52 : Fantôme physique d'étalonnage pour la mesure du genou (CIEMAT, Espagne).

CHAPITRE 5 Synthèse - Discussion et voies d'amélioration - Perspectives

Un fantôme numérique voxélisé est une représentation plus réaliste de l'anatomie humaine que les fantômes physiques anthropomorphes utilisés actuellement pour l'étalonnage en efficacité des systèmes de mesure *in vivo*. Le logiciel OEDIPE en développement depuis 1998 au LEDI permettait déjà, à l'issue de la thèse de N. Pierrat [Pierrat, 2005], de simuler la mesure *in vivo* à l'aide de fantômes voxélisés et d'un code de transport de particules dans la matière. Cependant, cette version d'OEDIPE présentait une limite majeure : la contamination interne ne pouvait être modélisée que par une source homogène d'un radioisotope dans un unique organe, tissu ou dans le corps entier ; alors qu'en réalité, les radionucléides se distribuent de façon hétérogène dans l'ensemble de l'organisme, ce qui modifie l'efficacité de la mesure. Il est donc apparu nécessaire de modéliser la source d'activité de façon plus réaliste à partir de modèles biocinétiques de référence établies par la CIPR, pour prendre en compte et quantifier l'influence de la biocinétique dans la mesure *in vivo*. La première partie de ce travail a consisté à développer les outils numériques nécessaires à l'intégration de ces modèles dans OEDIPE. Puis une méthodologie a été développée pour quantifier l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo* à partir de simulations. Cette méthode a été ensuite mise en œuvre et validée sur le modèle de l'installation du LEDI. Enfin, la procédure a été appliquée à l'installation de mesure *in vivo* du Secteur Analyses Médicales de AREVA NC La Hague.

5.1 Synthèse des travaux

5.1.1 Outils numériques développés

5.1.1.1 Outils développés autour et dans OEDIPE pour la prise en compte de la biocinétique

Un nouveau module de création de la source d'activité a été développé dans OEDIPE. Il permet de définir une source hétérogène en composition et en répartition et d'importer la distribution biocinétique d'un radionucléide dérivée des modèles de la CIPR ou définie par l'utilisateur. Pour modéliser la source d'activité à partir de distributions biocinétiques, plusieurs interfaces graphiques ont été créées. L'utilisateur définit les paramètres d'exposition dans une première interface qui lance le calcul des fonctions de rétention de l'activité par le logiciel DCAL. A l'aide d'une seconde interface, l'utilisateur associe les compartiments du modèle biocinétique aux organes du fantôme voxélisé utilisé dans les simulations Monte Carlo. Une troisième interface calcule et représente graphiquement les rétentions d'activités dans les organes du fantôme à partir de la correspondance compartiment(s)-organe(s) et du calcul biocinétique. Chaque distribution d'activité est stockée dans un fichier texte importé dans OEDIPE au moment de la définition de la source. Il est possible d'enregistrer une distribution à une date définie par l'utilisateur.

La définition de sources composées de plusieurs radionucléides distribués dans le corps a nécessité de changer la description de la géométrie du fantôme voxélisé dans le fichier d'entrée au code Monte Carlo. La géométrie de couplage des voxels, « voxels coupling », a été abandonnée pour une écriture plus condensée dans un maillage, « lattice », sous la forme de structures répétées, « repeated structures ». L'algorithme de création du fichier d'entrée a été modifié en conséquence.

Des outils de vérification et de contrôle des calculs ont été créés afin de suivre le traitement des données. Les caractéristiques du fantôme voxélisé (volume et densité des tissus ou organes) ainsi que la distribution de la source sont enregistrées dans des fichiers texte. Un programme a été développé pour vérifier que la source générée dans le calcul Monte Carlo correspond bien à celle demandée par l'utilisateur. Enfin, elle peut être visualisée dans les coupes du fantôme voxélisé.

Un programme permettant d'augmenter l'épaisseur thoracique a été développé afin de l'atténuations des photons en mesure pulmonaire suivant la morphologie du travailleur.

L'ensemble de ces outils permettent de préciser la représentation de la géométrie de mesure anthroporadiamétrique dans OEDIPE et de l'adapter à des cas de contamination spécifiques.

5.1.1.2 Etude et développement d'outils de réduction de variance

La distribution de la source en dehors de l'angle solide vu par les détecteurs entraîne une diminution de la statistique dans le résultat du calcul Monte Carlo et donc une augmentation de l'incertitude par rapport à une source localisée au voisinage des détecteurs. La simulation de la mesure de l'Am-241 est de plus affectée par l'atténuation des photons de basse énergie. Afin d'obtenir des incertitudes statistiques acceptables tout en conservant des temps de calcul raisonnables, des méthodes de réduction de variance ont été étudiées et adaptées au problème de la simulation de la mesure anthroporadiamétrique. Les méthodes standards que sont le biaisage directionnel de la source et la génération automatique de « weight windows », conçus pour une source ponctuelle, ont été adaptées au problème de la distribution de la contamination interne entre les organes. Ainsi, le biaisage directionnel de la source vers une sphère entourant les détecteurs a permis d'accélérer le temps de calcul jusqu'à un facteur de 170 lors de la simulation de la mesure corps entier du Co-60. Pour la mesure pulmonaire de l'Am-241 le gain de temps est moindre, d'un facteur 6 environ, en raison de la forte probabilité d'interaction des photons dans les tissus.

5.1.2 Méthodologie développée pour quantifier l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*

En parallèle à la création de nouveaux outils numériques, une méthodologie a été développée et mise en œuvre avec l'installation du LEDI pour quantifier l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*.

Différentes grandeurs ont été définies :
- le coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à l'activité totale distribuée selon les prévisions du modèle biocinétique,
- le coefficient d'étalonnage en efficacité spécifique d'un organe ou d'un tissu donné,
- le coefficient permettant de calculer l'activité retenue dans un organe ou tissu d'intérêt étant donnée une distribution biocinétique,

Le coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à l'activité totale distribuée selon les prévisions du modèle biocinétique peut être calculé directement à partir du résultat de la simulation de la mesure avec la distribution d'activité prévue par le modèle CIPR (Formule 3-1). Cependant, cette méthode nécessite autant de simulations Monte Carlo, coûteuses en temps de calcul, que de distributions biocinétiques, ce qui devient limitant pour étudier systématiquement l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*.

Pour y remédier, une autre méthode a été développée. Les coefficients d'étalonnage sont obtenus indirectement par combinaison linéaire des coefficients d'étalonnage spécifiques d'un organe ou tissu pondérés par la fraction d'activité prévue dans l'organe ou tissu correspondant (Formule 3-2 et Formule 3-3),

Il a été vérifié que ces deux méthodes menaient bien au même résultat ce qui a validé l'ensemble des procédures. La première méthode est bien adaptée à l'analyse d'un résultat de mesure particulier, par comparaison avec une unique simulation. En revanche, une étude systématique de la sensibilité de la mesure aux différents paramètres biocinétiques est grandement facilitée par l'application de la seconde méthode qui ne nécessite qu'une simulation par organe contaminé, plutôt que pour chaque distribution d'activité considérée.

L'influence de la biocinétique sur l'efficacité de la mesure *in vivo* peut être quantifiée en comparant l'efficacité classique, obtenue en supposant toute l'activité concentrée dans l'organe d'intérêt ou homogène dans le corps entier, à l'efficacité relative à l'activité totale distribuée selon le modèle biocinétique. Le biais introduit dans l'estimation de l'activité en négligeant la biocinétique peut être estimé par le rapport entre le coefficient d'étalonnage classique et le coefficient permettant de calculer l'activité retenue dans un organe d'intérêt étant donnée une

distribution biocinétique ; ou bien par le rapport entre l'activité estimée à partir du coefficient classique étant donnée une distribution biocinétique et l'activité prévue par le modèle.

L'influence de deux paramètres physico-chimiques de l'exposition interne a été étudiée par simulation du comptage *in vivo* réalisé suite à une inhalation aiguë d'Am-241. Pour cela, quatre modèles biocinétiques ont été déterminés en utilisant différentes combinaisons de l'AMAD (1 µm ou 5 µm) et du type d'absorption (M ou S). Les coefficients d'efficacité spécifiques du système de comptage à quatre détecteurs germanium du LEDI ont été déterminés par simulation sur le fantôme MAX suivant les modèles biocinétiques de la CIPR. Les distributions d'activité ont été visualisées dans le fantôme voxélisé. Les deux méthodes équivalentes de détermination de l'efficacité relative à l'activité totale distribuée dans le corps ont été utilisées. La comparaison entre l'efficacité prenant en compte la biocinétique et l'efficacité classique basée sur un étalonnage à partir de l'organe d'intérêt uniquement a permis de quantifier l'influence de la distribution de l'activité dans le corps sur la mesure *in vivo* pour trois géométries de comptage : poumons, genou et foie. Des facteurs de correction peuvent en être déduits pour modifier les coefficients d'efficacité obtenus classiquement. L'efficacité est essentiellement influencée par le type d'absorption. Pour le type S, l'activité pulmonaire apporte la contribution principale au comptage jusqu'à 2000 jours après l'inhalation. En revanche, pour le type M, des organes autres que les poumons contribuent significativement à la mesure pulmonaire, et à partir de 1000 jours presque toute l'activité en est épurée, ce qui conduit à rechercher une autre géométrie de comptage pour estimer la rétention dans l'organisme. Des géométries de mesure du genou et du foie ont donc été simulées. Dans ces géométries, le coefficient d'efficacité relatif à l'activité totale est peu influencé par les contributions autres que celle de l'organe d'intérêt. Ces comptages sont donc des alternatives pertinentes au comptage pulmonaire au-delà de 1000 jours après l'inhalation d'un aérosol d'Am-241 modérément soluble.

Il a été ainsi montré que la méthodologie développée constitue un outil adapté pour quantifier l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo*. Les coefficients d'efficacité ainsi calculés permettent de déterminer l'activité d'organe ou l'activité totale de façon plus réaliste qu'avec les fantômes physiques, sous réserve que le devenir biologique du radionucléide suive la distribution biocinétique prévue par le modèle.

5.1.3 Application à l'installation du Secteur Analyses Médicales de La Hague

Les outils numériques et la méthodologie développés ont ensuite été appliqués à l'installation de mesure anthroporadiamétrique du Secteur Analyses Médicales du centre AREVA NC de La Hague. L'installation a été caractérisée par des mesures de sources ponctuelles et du fantôme physique

Livermore. Son modèle a été validé en comparant les mesures de référence à leur simulation. Intégré dans OEDIPE, il est disponible pour réaliser des étalonnages numériques spécifiques à cette installation.

Les étalonnages numériques ont été réalisés de façon à pouvoir tenir compte de la distribution biocinétique du radionucléide au moment de la mesure, grâce aux nouveaux outils disponibles dans OEDIPE. Les coefficients d'étalonnage spécifiques des organes et tissus du fantôme MAX ont été calculés par simulation Monte Carlo pour une mesure pulmonaire suite à une inhalation d'Am-241, et pour une mesure du corps entier suite à une inhalation de Co-60. Le coefficient relatif à l'activité totale peut ensuite être calculé par simple combinaison linéaire de ces coefficients spécifiques selon la distribution biocinétique prévue à partir des paramètres d'exposition.

L'influence de la biocinétique sur la mesure pulmonaire d'une contamination ancienne a été étudiée. L'aérosol inhalé était extrêmement insoluble. Aussi, 30 ans après l'inhalation, la rétention d'activité reste presque exclusivement pulmonaire et l'utilisation du fantôme d'étalonnage classique était donc adaptée. Afin de quantifier l'influence de la rétention significative à long terme dans les nœuds lymphatiques thoraciques, ces structures ont été modélisées dans le fantôme MAX. En raison de leur position symétrique par rapport aux détecteurs, ils modifient peu la mesure pulmonaire par rapport à une distribution homogène à l'intérieur de la cage thoracique. Cependant l'étude de ce cas illustre la possibilité de personnaliser la distribution de l'activité retenue suivant la connaissance des conditions d'exposition.

L'influence des paramètres d'exposition (AMAD et type d'absorption) sur le coefficient d'étalonnage en efficacité relatif à l'activité totale a été étudiée de façon systématique en fonction du temps après une inhalation aiguë d'Am-241 ou de Co-60. Pour la raie à 59,54 keV de l'Am-241, les résultats sont similaires à ceux obtenus pour le système de mesure du LEDI, les efficacités étant légèrement supérieures du fait d'une surface de détection plus importante. Pour la raie à 17,8 keV de l'Am-241, les efficacités sont plus faibles que pour la raie à 59,54 keV et les organes ou tissus en surface du thorax apportent la contribution essentielle à la mesure. La mesure du Co-60 dans le corps entier a été simulée. Pour un type d'absorption S, la distribution d'activité prévue par le modèle reste concentrée dans les poumons jusqu'à 2000 jours après l'inhalation tandis que pour un type M une partie de l'activité épurée des poumons se distribue dans le foie et dans le corps entier. L'efficacité classique de la mesure corps entier suppose une contamination homogène dans le corps. Il a été montré qu'elle sous-estime l'efficacité réelle pour le type S jusqu'à 2000 jours après l'inhalation. Pour le type M, l'efficacité déterminée classiquement est plus réaliste car la distribution se rapproche d'une répartition homogène dans le corps entier.

Enfin, le modèle des détecteurs du SAM a été utilisé pour étudier de façon rétrospective les expériences de validation du fantôme Livermore comme fantôme physique d'étalonnage (Annexe 6).

Il a été montré que l'utilisation d'un aérosol de type S a permis de reproduire une contamination presque exclusivement pulmonaire lors des expériences et ainsi valider dans ce cas la source disponible dans le fantôme Livermore pour étalonner les mesures pulmonaires.

5.2 Discussion et voies d'améliorations

5.2.1 Extension de la prise en compte de la biocinétique dans OEDIPE

La prise en compte d'une distribution biocinétique d'un mélange d'éléments chimiques nécessite de gérer autant de correspondances entre compartiments des modèles biocinétiques et tissus ou organes du fantôme voxélisés que d'éléments. Cette difficulté est moindre lorsque les structures des modèles biocinétiques sont similaires, comme pour le plutonium et l'américium. L'étude de la mesure simultanée du Pu-239 et de l'Am-241 serait intéressante car leurs raies de basse énergie se chevauchent et interfèrent dans l'estimation des coefficients d'efficacité respectifs. La simulation permettrait de sommer leurs spectres séparément. De plus, dès lors que la biocinétique est prise en compte dans la simulation, l'étude de l'évolution des limites de détection peut aussi être envisagée. Pour cela, il faudra définir une procédure de simulation du bruit de fond du corps humain.

Le travail réalisé pendant la thèse a porté essentiellement sur la contamination par inhalation. Cependant il est également possible de simuler une contamination par ingestion ou injection. Plus généralement, tout modèle biocinétique implémenté dans DCAL ou dans un autre code de calcul adapté peut être utilisé pour représenter la distribution de l'activité. D'un intérêt particulier sera l'implémentation dans DCAL du nouveau modèle alimentaire humain [ICRP-100, 2006] et d'un modèle de contamination par plaie [NCRP, 2007].

La fiabilité de la prise en compte de la distribution corporelle de l'activité dans l'étalonnage en efficacité dépend évidemment du réalisme du modèle biocinétique retenu. Bien que largement adoptés comme références, les modèles de la CIPR sont encore perfectibles : des lacunes dans la connaissance des suites de certains types d'exposition ont été comblées par extrapolation à partir d'expositions similaires : de l'expérimentation animale vers le métabolisme humain, d'un élément chimique vers ses analogues, de situations simples comme l'incorporation aiguë vers des scénarios plus complexes comme la contamination chronique [Leggett, 2001]. Il s'ensuit que les modèles peuvent être plus ou moins réalistes suivant les situations d'exposition. De plus chaque mesure est sujette à une variabilité inter et intra-individuelle par rapport au modèle de référence qui représente une synthèse moyenne d'observations antérieures dans des conditions standards. Une mesure individuelle peut s'éloigner significativement du modèle suite à une pathologie affectant l'un de ses organes clés. Ainsi une thyroïdectomie ou une cirrhose modifient considérablement les

cinétiques de rétention de l'iode [Chen *et al.*, 2007] ou du plutonium [Suslova *et al.*, 2006] respectivement. A défaut d'information spécifique, le modèle biocinétique de référence est considéré fournir l'hypothèse la plus réaliste sur la distribution d'un radionucléide dans l'organisme. Mais la connaissance d'une pathologie particulière chez la personne mesurée peut permettre d'adapter le modèle biocinétique en conséquence. La CIPR propose ainsi des facteurs de modification de la vitesse d'épuration des voies respiratoires dans différentes conditions, dont le tabagisme [ICRP-66, 1994]. Enfin, lorsque plusieurs résultats de mesure radiotoxicologique d'une personne sont disponibles, leur analyse peut permettre d'ajuster les valeurs des paramètres du modèle biocinétique à l'individu et aux conditions d'exposition considérés [Doerfel *et al.*, 2006].

5.2.2 Temps de calcul

La prise en compte de la biocinétique dans l'étalonnage numérique multiplie et allonge les calculs Monte Carlo. L'établissement d'une base de données des coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques aux organes et tissus nécessite un calcul Monte Carlo par organe/tissu, soit 15 calculs pour le fantôme MAX utilisé dans la thèse. Ainsi, cette méthode peut devenir coûteuse en temps si la segmentation du fantôme est très détaillée. Alternativement, si l'utilisateur souhaite uniquement calculer le coefficient d'étalonnage relatif à l'activité totale pour un nombre restreint de distributions biocinétique, il est préférable de simuler directement la mesure de chaque distribution d'activité.

Le travail réalisé sur l'application de méthodes de réduction de variance devrait être approfondi en utilisant des étalonnages sur l'ensemble du spectre d'énergie et pour d'autres distributions d'activité. De plus, la méthode « DXTRAN » est disponible pour la simulation des spectres en énergie depuis la dernière version de MCNPX (version 6.0). Elle repose sur la définition d'une sphère dans la région d'intérêt vers laquelle convergent préférentiellement les particules. Son application à la simulation de la mesure *in vivo* pourrait être très performante et améliorer les accélérations du calcul déjà obtenues. Enfin, il serait souhaitable d'intégrer les méthodes de réduction de variance directement dans OEDIPE afin qu'une technique spécifique d'un type de distribution et d'une géométrie soit inscrite automatiquement dans le fichier d'entrée au code MCNPX.

L'augmentation du temps de calcul est également liée à la génération de la source dans le fantôme. Certains tissus tels que les nœuds lymphatiques occupent un volume très restreint, rendant la probabilité de tirage dans cette région faible et augmentant le temps consacré au tirage de la source pour obtenir une statistique raisonnable. Pour le calcul des coefficients d'efficacité spécifiques aux organes, il serait judicieux de définir automatiquement le plus petit volume entourant la région source afin de limiter le tirage aléatoire à l'intérieur de ce volume réduit.

5.2.3 Limites des fantômes numériques voxélisés

Dans OEDIPE, la personne mesurée est représentée par un fantôme numérique voxélisé. La méthode d'intégration automatique d'une distribution d'activité dérivée d'un calcul biocinétique impose de plus l'utilisation d'un fantôme du corps entier. En revanche, une distribution d'activité définie par l'utilisateur peut être sélectionnée manuellement et intégrée dans un fantôme représentatif d'une région du corps humain, comme le thorax.

L'application de ces outils et de la méthode développés à un cas réel de contamination interne a nécessité l'utilisation d'un fantôme voxélisé et segmenté, MAX, de morphologie différente du travailleur mesuré. Sa morphologie a été rendue plus réaliste par l'ajout de voxels à la surface du thorax et la segmentation a été précisée par l'ajout de ganglions lymphatiques. Cependant cette expérience a montré certaines limites des fantômes numériques voxélisés.

5.2.3.1 Difficulté à construire des fantômes voxélisés personnalisés

Pour créer un fantôme numérique spécifique de la personne à mesurer, des images tomodensitométriques ou IRM sont nécessaires. Hors, un scanner n'est en général justifiable que par une raison médicale. Un examen IRM non irradiant peut être réalisé avec l'accord de la personne mesurée, mais de telles images ne sont pas systématiquement disponibles.

De plus, la préparation du fantôme numérique voxélisé requiert de segmenter les images médicales. Cette étape est facilitée par l'utilisation d'un logiciel dédié, tel qu'Isogray™ (Dosisoft, France), mais représente un travail long et fastidieux, l'utilisateur devant tracer ou corriger manuellement une partie des contours.

Dans ces conditions, il est difficile de construire systématiquement un fantôme numérique voxélisé à partir d'images médicales de la personne à mesurer pour réaliser un étalonnage personnalisé de la mesure anthroporadiamétrique. C'est pourquoi nous avons modélisé le travailleur contaminé d'AREVA NC La Hague par le fantôme MAX (paragraphe 4.3.2.1).

Enfin, les travailleurs d'AREVA NC La Hague sont assis dans un fauteuil pour la mesure du corps entier, alors que la position, le plus souvent allongée, des fantômes voxélisés est figée lors de l'acquisition des images. La géométrie de la source et des tissus participant à son atténuation n'est donc pas rigoureusement reproduite dans la simulation, ce qui entraîne une incertitude systématique sur l'estimation de l'efficacité. Aussi, il serait souhaitable de pouvoir modifier l'anatomie et la position des fantômes voxélisés.

5.2.3.2 Solutions actuelles pour modifier les fantômes voxélisés

Pour répondre aux difficultés rencontrées dans la création d'un fantôme numérique voxélisé personnalisé, le LEDI a initié la création d'une bibliothèque de fantômes numériques voxélisés de thorax à partir d'images tomodensitométriques de patients. Pour réaliser un étalonnage numérique personnalisé, le fantôme voxélisé de morphologie la plus proche de la personne contaminée pourrait être choisi sur des critères tels que l'épaisseur thoracique, déterminée à partir d'images échographiques, et le volume pulmonaire. Cependant, l'étape de segmentation reste requise pour chaque série d'images. La personnalisation de l'étalonnage est de plus limitée par le panel d'images disponible dans la bibliothèque.

Dans le travail de thèse, une solution est proposée pour augmenter l'épaisseur thoracique du fantôme numérique afin de mieux modéliser l'atténuation des photons (paragraphe 2.1.3). Mais cette modification n'est pertinente que pour des variations limitées de l'épaisseur thoracique, n'est applicable qu'au comptage pulmonaire et ne permet pas d'ajuster l'anatomie des organes internes du fantôme.

Pour modifier la position du fantôme voxélisé, l'ORNL a développé un modèle hybride permettant de déplacer les bras et les jambes [Akkurt *et al.*, 2007]. De la tête au bas du tronc, une géométrie voxel représente l'anatomie de l'homme de référence tandis que les bras et les jambes sont décrits par des équations mathématiques simples. Le logiciel Phantom with Moving Arms and Legs (PIMAL, ORNL, Etats-Unis) permet ainsi de définir une position et de réaliser des calculs par simulation Monte Carlo pour les expositions externes. Cependant, l'anatomie du fantôme ne peut être modifiée.

Ainsi, la modification des fantômes voxélisés est possible mais limitée. Les solutions existantes n'apportent qu'une réponse partielle aux problèmes posés.

5.3 Perspectives

5.3.1 Méthode d'estimation de l'incertitude sur la mesure *in vivo* associée aux paramètres d'exposition

La modélisation de la biocinétique des radionucléides dans la simulation de la mesure *in vivo* permet de quantifier l'incertitude sur l'estimation de la rétention d'activité introduite par un

étalonnage classique avec un fantôme physique renfermant une source d'activité de distribution simple.

La méthode définie ouvre également la possibilité de réaliser une étude systématique de l'incertitude liée à la biocinétique à l'aide de la base de données des coefficients d'étalonnage en efficacité spécifiques aux organes. Ces coefficients ne dépendent que de la géométrie de comptage et du fantôme voxélisé tandis que la fraction d'activité retenue dans chaque organe ne dépend que de la biocinétique. La multiplication de la fraction d'activité retenue dans un organe par le coefficient d'étalonnage spécifique permet de calculer la contribution de l'organe à la mesure.

Une étude systématique des incertitudes pourra être réalisée en quantifiant la sensibilité de la mesure aux variations de la distribution de l'activité. Pour cela, l'incertitude sur les paramètres biocinétiques peut être propagée par calcul Monte Carlo à l'incertitude résultante sur le coefficient d'étalonnage, de façon analogue aux analyses d'incertitude conduites sur les coefficients de dose par unité d'activité incorporée [Davesne *et al.*, 2008].

5.3.2 Prise en compte systématique de la biocinétique des radionucléides dans l'étalonnage numérique des systèmes de mesure *in vivo* pour les travailleurs de l'industrie du nucléaire

Dans la procédure usuelle de surveillance de l'exposition interne des travailleurs, les activités estimées par les mesures radiotoxicologiques et anthroporadiamétriques sont interprétées à l'aide des modèles biocinétiques pour estimer l'incorporation et la dose engagée qui en résulte (Figure 5-1). Les activités estimées grâce aux mesures *in vivo* reposent sur un étalonnage supposant une distribution homogène simple et statique dans un organe ou dans le corps entier.

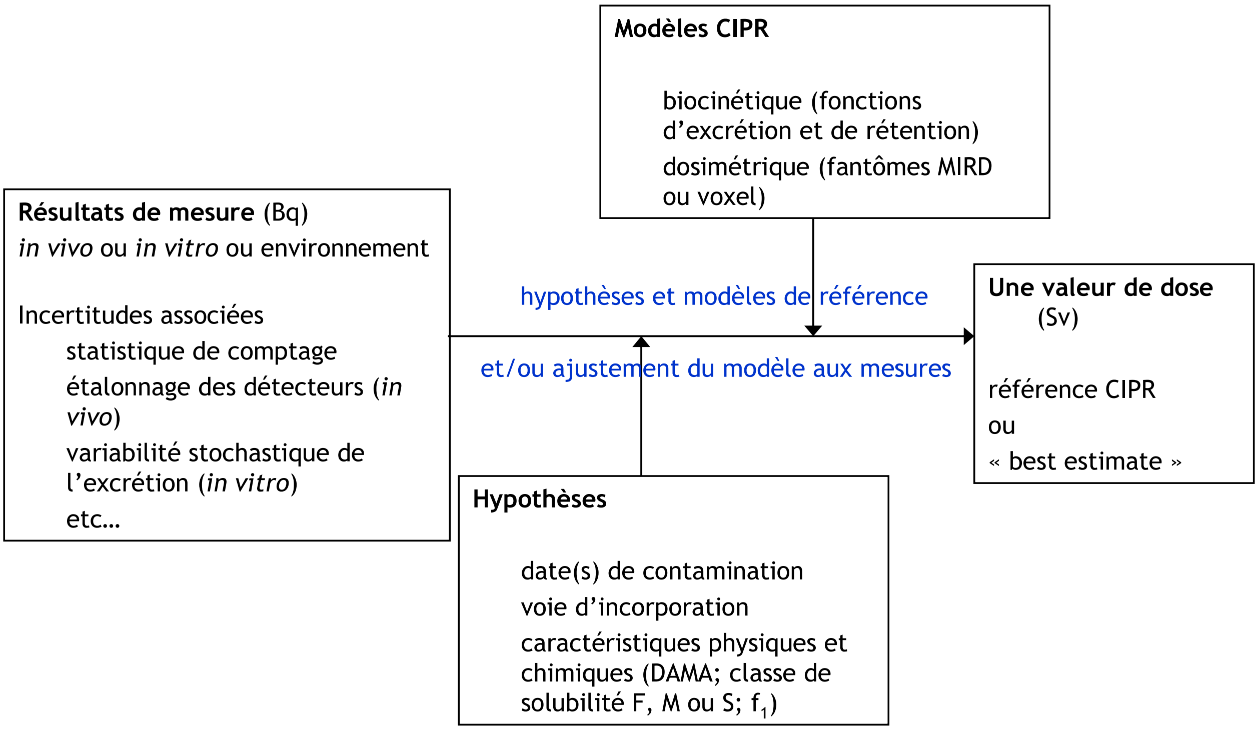


Figure 5-1: Représentation schématique de l'interprétation dosimétrique des mesures de surveillance de la contamination interne des travailleurs.

L'étape d'analyse des spectres de mesure est actuellement séparée de l'interprétation biocinétique. La méthode développée dans la thèse nécessite au contraire de choisir un modèle biocinétique pour déterminer les coefficients d'étalonnage adaptés à l'analyse de spectres de mesure *in vivo*. Ainsi, les fractions d'activité utilisées pour modéliser la source dans le fantôme voxélisé sont dérivées du même modèle biocinétique utilisé pour relier l'activité mesurée à l'incorporation et à la dose. Par conséquent, l'interprétation de la mesure à l'aide des coefficients d'étalonnage en efficacité estimés à partir d'un modèle biocinétique, combinée à un modèle dosimétrique permet une estimation directe de la dose engagée. De plus, lorsque plusieurs résultats de mesure radiotoxicologique permettent d'ajuster le modèle biocinétique à la situation de contamination réelle, le coefficient d'étalonnage de(s) la mesure(s) anthroporadiamétrique, l'estimation de l'incorporation et le coefficient de dose par unité d'activité incorporée peuvent être révisés simultanément.

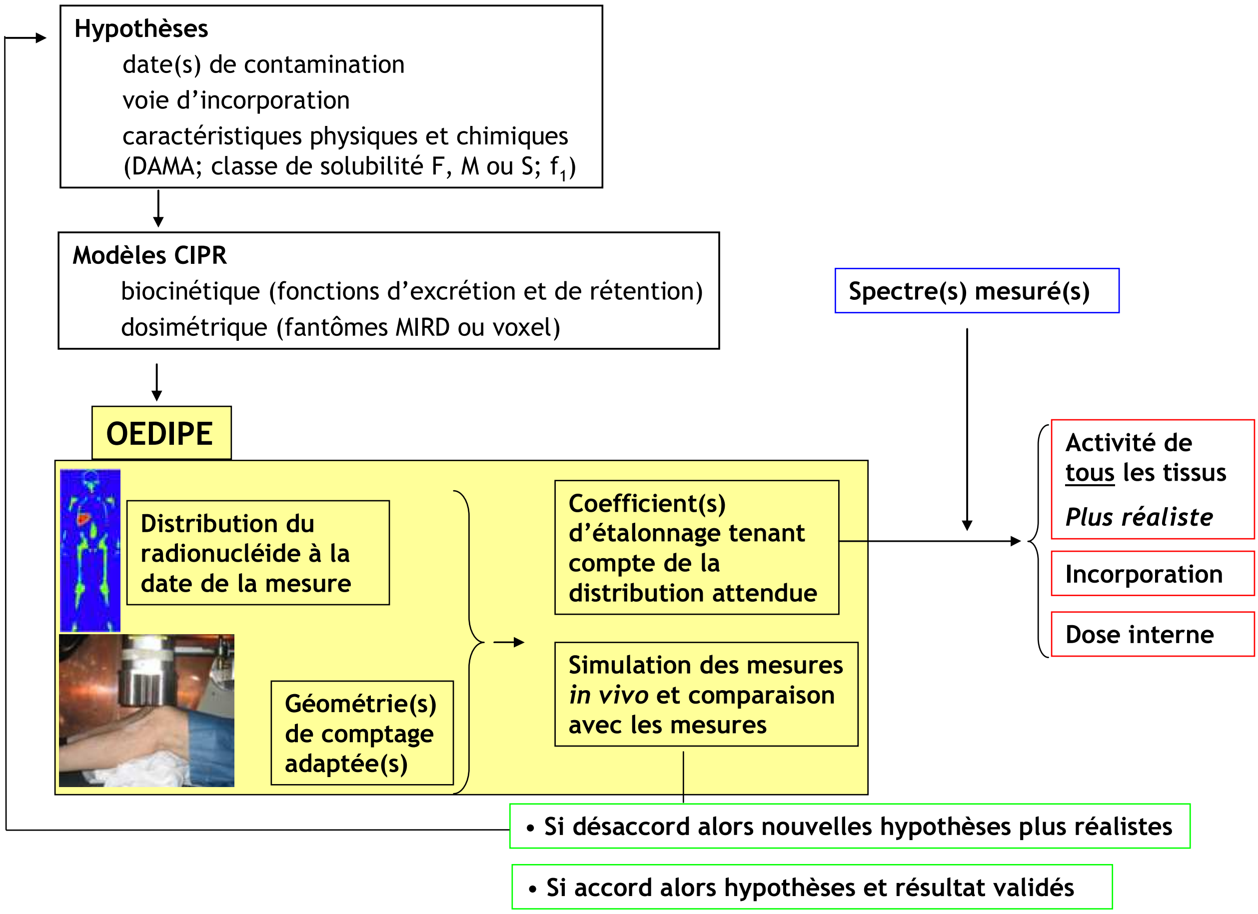


Figure 5-2 : Procédure itérative d'analyse de la mesure *in vivo* en tenant compte de la biocinétique des radionucléides pour l'estimation de la dose interne.

Dans cette nouvelle méthode (Figure 5-2), le choix d'un modèle biocinétique se base sur les informations relatives aux paramètres d'expositions (AMAD, type d'absorption, date) disponibles a priori ou sur des hypothèses par défaut. Les spectres résultant des mesures radiotoxicologiques et anthroporadiamétriques sont tout d'abord analysés classiquement et leur cohérence avec le modèle biocinétique est testée. En cas de désaccord, les hypothèses sur les paramètres d'exposition sont révisées, les coefficients d'étalonnage en efficacité sont calculés conformément au nouveau modèle biocinétique, et les spectres mesurés sont interprétés à l'aide de ces coefficients. Il en résulte une estimation de la rétention d'activité dans chaque tissu, de l'incorporation et de la dose interne. Les mesures peuvent être simulées à partir de la rétention d'activité estimée et comparées aux résultats observés afin de confirmer les hypothèses de départ. En cas de différence significative, de nouvelles hypothèses peuvent être faites afin d'ajuster le modèle jusqu'à ce que la simulation soit cohérente avec la mesure.

Pour des distributions d'activités proches d'une distribution simple - distribution dans les poumons uniquement pour la mesure pulmonaire ou homogène dans le corps entier - la prise en compte de la biocinétique résulte en une correction modérée de l'activité qui aurait été estimée classiquement.

Ces nouveaux outils donnent de plus accès à l'étude de contamination complexes mettant en jeu plusieurs voies d'incorporation, blessure et inhalation par exemple, et entraînant des rétentions hétérogènes, difficiles voire impossibles à analyser à partir des étalonnages sur les fantômes physiques actuels. La blessure survient le plus souvent au niveau des mains. Si le matériau radioactif n'est pas complètement excisé par chirurgie, il peut être absorbé dans le sang et migrer vers les nœuds lymphatiques axillaires essentiellement. Cette rétention au niveau axillaire peut alors contribuer significativement à la mesure pulmonaire potentiellement déjà perturbée par les contributions des rétentions osseuse et hépatique comme pour l'Am-241 [Jefferies and Gunston, 1986]. Une étude exhaustive d'un cas ancien de contamination par inhalation et blessure avec un mélange d'actinides a montré l'intérêt de la méthodologie développée pour prendre en compte l'ensemble des contributions à une mesure donnée et ainsi optimiser la détermination des rétentions dans chaque organe ou tissu cible, comme le squelette, en multipliant les géométries de mesure [Broggio *et al.*, 2008].

Grâce à cette nouvelle version d'OEDIPE, des protocoles de mesure spécifiques visant à établir directement la distribution d'activité entre organes et tissus vont ainsi pouvoir être définis. Il s'agira, pour des distributions fixées d'activité entre organes et tissus, de déterminer par simulation les positions de comptage permettant de différencier les contributions venant des organes de rétention.

Ainsi, ce travail ouvre la possibilité de réaliser un étalonnage personnalisé, spécifique de la distribution de la contamination, afin d'améliorer l'estimation de la rétention d'activité.

5.3.3 Nouvelle description pour modéliser la personne : la Boundary REPresentation, « BREP »

Les solutions actuellement utilisées pour modifier les fantômes voxélisés ne sont pas complètement satisfaisantes. Aussi, des recherches récentes s'intéressent à une autre description tridimensionnelle possible de l'anatomie : la Boundary REPresentation (BREP), par opposition à la description Constructive Solid geometry (CSG) sur laquelle sont basés les fantômes mathématiques et voxélisés.

En plus de pouvoir représenter fidèlement des volumes complexes, la modélisation par les frontières, BREP, permet de les modifier facilement. Elle a été développée au début des années 1970 par Ian Braid (Computer-Aided Design, Cambridge, Royaume-Uni) et Baumgart (Computer Vision, USA). Cette technique repose sur le fait qu'un solide divise l'espace en deux ensembles continus de points séparés par une frontière surfacique. Le modèle BREP décrit une frontière comme une juxtaposition de plusieurs surfaces orientées, bornées par des sommets et reliées entre

elles pour reconstruire le volume souhaité. Les modèles BREP les plus avancés incluent des surfaces définies par un maillage de polygones ou par des surfaces dites splines, telles que les Non Uniform Rational B-Spline (NURBS). Ces surfaces ont été au départ imaginées pour la conception assistée par ordinateur dans l'industrie automobile afin de disposer de modèles mathématiques de représentation précise pour des surfaces de forme libre. Les surfaces splines sont des surfaces tridimensionnelles lisses construites à partir de points de contrôle localisés sur la surface, de paramètres et d'équations définissant les liens entre les points de contrôle [Xu *et al.*, 2007].

L'application de la méthode BREP permet de dépasser les limites des fantômes mathématiques et voxélisés de type CSG dans la modélisation de l'anatomie du corps humain. Ainsi, les organes ou tissus peuvent être représentés précisément avec des surfaces lisses épousant leur forme. La forme des organes peut être modifiée facilement pour s'adapter à la morphologie souhaitée. A partir d'une seule acquisition scanner ou IRM, il est envisageable de créer des fantômes numériques pour plusieurs morphologies. La méthode BREP a été mise en œuvre dès 1973 dans le cadre de l'industrie aérospatiale, mais le modèle alors développé, Computerized Anatomical Man, n'a jamais été utilisé pour des applications médicales.

5.3.3.1.1 Création de la géométrie BREP

Les surfaces NURBS peuvent être créées soit à partir de contours réalisés sur des images médicales, soit de fantômes voxélisés. Rhinoceros (Mcneel, Seattle, WA, USA) est un des logiciels permettant de créer et de modifier des surfaces NURBS.

5.3.3.1.2 Calcul Monte Carlo

Toutefois, les codes de calcul de transport des particules actuels ne permettent pas d'utiliser directement la description BREP et les surfaces NURBS en particulier. Pour l'instant, il est donc nécessaire de voxéliser ces fantômes avant de réaliser une simulation. La taille des voxels est choisie par l'utilisateur selon le degré de précision spatiale requis pour son calcul. Le logiciel Binvox est un outil téléchargeable gratuitement sur internet et permettant de réaliser cette étape.

5.3.3.1.3 Fantômes basés sur la description BREP

A l'Université de Floride (UF) [Lee *et al.*, 2007a, 2007b], la technologie d'animation des surfaces NURBS a été appliquée à la création de fantômes de nouveaux nés dont l'anatomie a été ajustée à la morphologie de référence définie par la publication CIPR 89 [ICRP-89, 2002]. Ce nouveau type de

fantôme numérique, basé sur la technologie des surfaces NURBS, est dit hybride car il présente à la fois les avantages des fantômes mathématiques et ceux des fantômes voxélisés sans leurs inconvénients respectifs. Comme les fantômes stylisés, ils sont définis par des équations mathématiques ce qui donne une forme lisse aux tissus, permet de faciliter leur modification et supprime la discontinuité entre chaque coupe transverse du modèle voxélisé. Mais contrairement aux fantômes mathématiques, la forme et la position des organes et tissus sont modélisées de façon réaliste comme dans le cas des fantômes voxélisés (Figure 5-3).

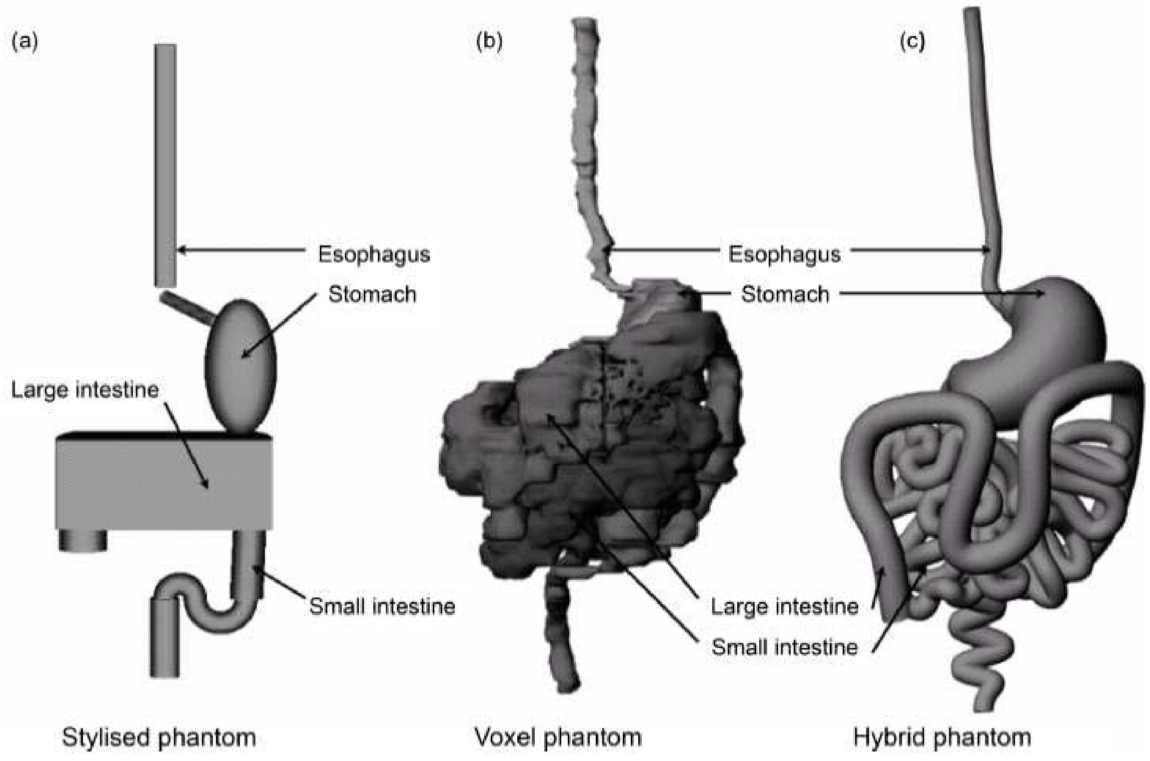


Figure 5-3 : Comparaison de trois modèles du tractus gastro-intestinal du nouveau-né : (a) Fantôme stylisé ou mathématique (ORNL, USA), (b) Fantôme voxélisé (UF, USA), (c) Fantôme hybride [Lee *et al.*, 2007a], (UF, USA).

Le Ressenlear Institut a construit des fantômes numériques RPI-P3, RPI-P6, RPI-P9, basés sur la description BREP mêlant des polygones et des surfaces NURBS, pour représenter la femme enceinte et le fœtus après 3, 6 et 9 mois de grossesse [Xu *et al.*, 2007] (Figure 5-4). L'université de Caroline du Nord a développé le fantôme NCAT pour prendre en compte le mouvement respiratoire dans l'imagerie cardiaque [Segars et Tsui, 2002].

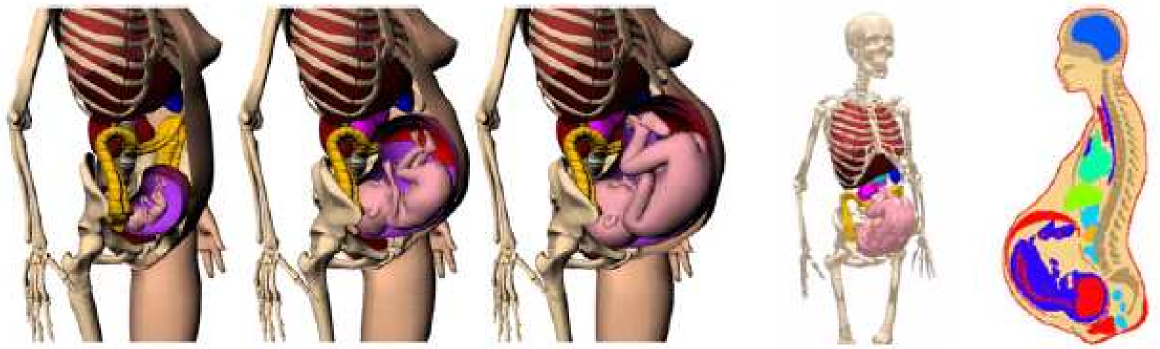


Figure 5-4 : Modèles de la femme enceinte du Ressenlear Institut [Xu *et al.*, 2007] (Troy, USA) (a) Fantômes NURBS de la femme enceinte à 3, 6 et 9 mois de grossesse respectivement RPI-P3, RPI-P6, RPI-P9 visualisés par le logiciel Rhinoceros (b) Fantôme voxélisé RPI-P9 avant le passage en géométrie MCNPX (c) Fantôme voxélisé RPI-P9 représenté par MCNPX.

Au LEDI, une première étude de création de fantômes NURBS pour la simulation des mesures anthroporadiamétriques est en cours. Des fantômes NURBS ont été crées à partir de contours anatomiques de thorax segmentés avec le logiciel Isogray puis convertis en format voxélisé pour le calcul Monte Carlo (Figure 5-5 et Figure 5-6). Les simulations de la mesure pulmonaire réalisées avec ces fantômes NURBS-voxélisés ont été comparées aux simulations utilisant les fantômes voxélisés classiques. L'adéquation dans les résultats a permis de valider la procédure de création de fantômes NURBS et leur conversion dans le format voxélisé géré par MCNPX sans altérer le modèle anatomique qu'ils représentent. Une étude a de plus démontrée l'intérêt des fantômes NURBS dans l'étude des incertitudes systématiques de la mesure *in vivo* en faisant varier le volume pulmonaire mesuré [Farah, 2008].

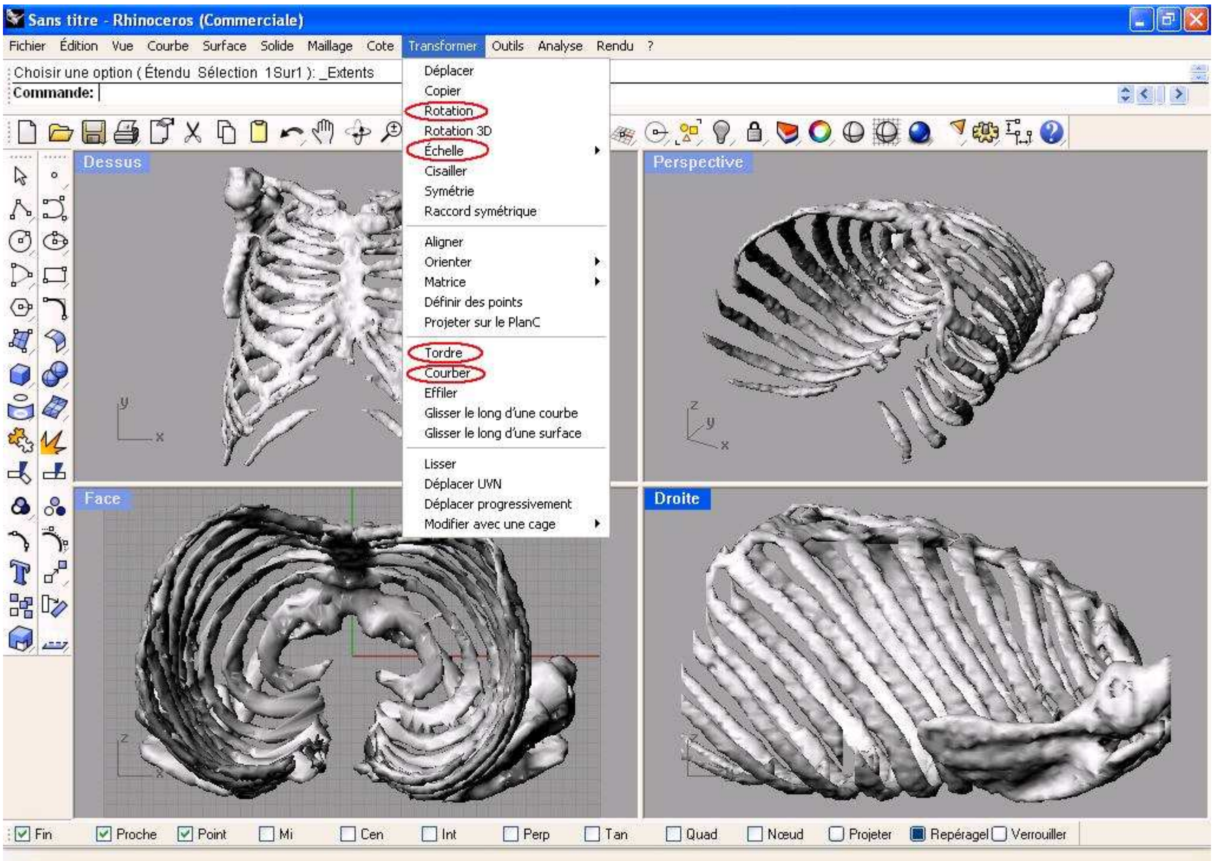


Figure 5-5 : Visualisation par le logiciel Rhinoceros d'une cage thoracique en géométrie BREP segmentée au préalable avec le logiciel Isogray™. Les transformations possibles sont visibles dans le menu « Transformer » [Farah, 2008].

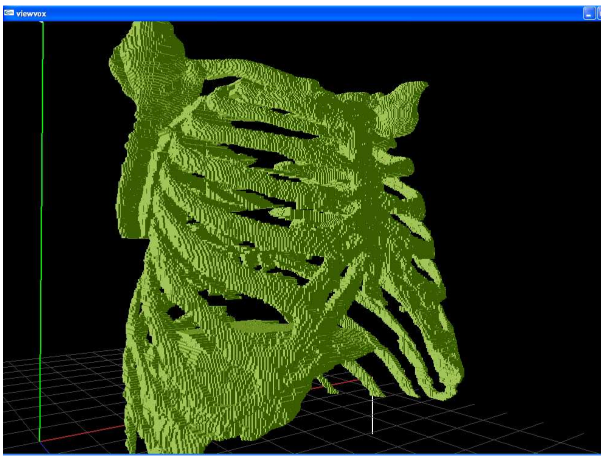


Figure 5-6 : Visualisation de la cage thoracique après voxélisation avec le logiciel Binvox [Farah, 2008].

Conclusion générale

De par sa mise en œuvre rapide et directe, la mesure *in vivo* est une méthode de choix pour la surveillance individuelle des travailleurs du nucléaire. Elle consiste à détecter par spectrométrie les rayonnements X ou gamma issus des radionucléides incorporés par contamination interne. Cependant, l'étalonnage des systèmes de détection reste le point limitant de cette technique en raison de la difficulté à reproduire les conditions de mesure réelles, ce qui entraîne des incertitudes systématiques significatives sur l'estimation de la rétention d'activité.

Grâce aux avancées de l'imagerie médicale et des performances de calcul des ordinateurs, des méthodes d'étalonnage numériques plus réalistes ont été développées à partir des fantômes voxélisés, associés à des codes de simulation du transport des particules basée sur la méthode Monte Carlo. Ainsi, le LEDI a initié il y a dix ans le développement du logiciel OEDIPE permettant de créer un fantôme voxélisé à partir de n'importe quelle série d'images scanner ou IRM, de modéliser entièrement la mesure *in vivo* et de créer le fichier d'entrée aux codes de calcul MCNP puis MCNPX.

Ce logiciel a précédemment été validé pour la simulation de la mesure pulmonaire des actinides et des plaies contaminées [Pierrat, 2005]. Il a aussi permis de réaliser une étude approfondie des incertitudes systématiques liées au positionnement des détecteurs ou aux hétérogénéités de contamination pulmonaire.

La version initiale d'OEDIPE permettait de modéliser des géométries de sources simples, ponctuelles ou homogènes soit dans un unique organe ou tissu source, soit dans le corps entier. Cependant, un radionucléide se distribue dans l'ensemble de l'organisme. Il s'ensuit que la source d'activité à mesurer est hétérogène entre les tissus ou organes. Or l'efficacité du système de détection dépend directement de cette distribution de la source d'activité, dont l'influence sur la mesure était impossible à quantifier avec la première version d'OEDIPE. L'objectif essentiel du travail de thèse était ainsi de répondre à la question : quelle est l'influence de la biocinétique des radionucléides sur la mesure *in vivo* ?

Pour ce faire, il est apparu nécessaire de modéliser la source d'activité de façon plus réaliste à partir de modèles biocinétiques de référence établis par la CIPR. La première partie de ce travail a consisté à développer les outils numériques nécessaires à l'intégration de ces modèles dans OEDIPE. Puis une méthodologie a été développée pour quantifier l'influence de la biocinétique sur la mesure *in vivo* à partir des résultats des simulations. Cette méthode a été mise en œuvre et validée sur le modèle de l'installation à quatre détecteurs germanium du LEDI. Enfin, la procédure a été

appliquée à l'installation de mesure *in vivo* du Secteur Analyses Médicales du centre AREVA NC de La Hague et à un cas réel d'inhalation.

Ce travail a permis d'étudier et de quantifier l'incertitude systématique due à la méconnaissance de la distribution de la source lors de la mesure *in vivo*. Des écarts de l'ordre de 50% ont été mis en évidence dans l'estimation de la rétention d'activité par mesure pulmonaire de la raie à 59,54 keV de l'Am-241 dans les premiers jours après l'incorporation. La méthode développée sera utilisée au Secteur Analyses Médicales de La Hague et pourra être appliquée dans les autres laboratoires de mesure des travailleurs du nucléaire pour corriger les coefficients d'étalonnage en fonction de la biocinétique du radionucléide. En réduisant l'incertitude sur la distribution du radionucléide, ce travail permettra d'améliorer en conséquence l'estimation de la dose interne.

Les applications ont mis en évidence plusieurs perspectives. Une étude de la propagation des incertitudes sur les paramètres d'exposition à l'estimation de l'activité en mesure *in vivo* pourra compléter le travail du LEDI concernant l'incertitude sur l'estimation de la dose interne. La date de la contamination et ses caractéristiques physico-chimiques sont les sources d'incertitudes considérées jusqu'ici mais l'analyse pourrait également être étendue à l'ensemble des coefficients de transfert des modèles biocinétiques. D'autres voies d'incorporation, comme l'ingestion et la blessure, dont le modèle de référence vient d'être publié, seront incorporées à OEDIPE et étudiées. Ainsi les contaminations complexes, mêlant plusieurs voies d'incorporation et radionucléides, pourront être prises en compte grâce au potentiel de cette nouvelle version d'OEDIPE, alors qu'il est difficile de déterminer les distributions d'activités résultantes à partir des étalonnages réalisés sur fantômes physiques. L'étude de contaminations par plaie et de contaminations anciennes sera facilitée car la contribution des organes et tissus cibles comme le squelette ou les nœuds lymphatiques peut désormais être isolée. Les développements réalisés permettront aussi d'introduire les modèles biocinétiques des composés radiopharmaceutiques afin de calculer les doses reçues par les patients des services de médecine nucléaire.

Afin de faciliter un étalonnage personnalisé, OEDIPE utilisera dans le futur la géométrie BREP pour définir des modèles morphologiques différents à partir d'un seul modèle voxélisé et reproduire la posture de la personne lors de la mesure. Pour la mesure pulmonaire, une étude est en cours sur l'amélioration de l'estimation de l'épaisseur thoracique à l'aide de l'échographie.

La démarche de réduction du temps de calcul pourra être poursuivie avec la nouvelle méthode « DXTRAN » disponible dans MCNPX afin que les simulations soient réalisables sur des ressources informatiques plus modestes que les clusters de calcul utilisés dans ce travail et permettre aux laboratoires de mesure des travailleurs de mettre en œuvre eux-mêmes la méthode.

OEDIPE permettra donc de réaliser l'étalonnage numérique d'un système de mesure *in vivo* de façon:

- spécifique d'une distribution d'activité entre tissus ou organes, qui peut être déterminée à l'aide d'un modèle puis améliorée par itération et/ou par des mesures en différentes géométries de comptage,
- spécifique de l'anatomie et du positionnement de la personne mesurée grâce au passage par la représentation BREP.

Ces nouveaux outils intégrés à OEDIPE permettront d'améliorer l'estimation de la rétention d'activité et de la dose interne dans le cadre de la radioprotection des travailleurs, du public et des patients.

Références bibliographiques

[Akkurt *et al.*, 2007]
Akkurt H., Eckerman K.F., Wagner J.C., Sherbini S.
PIMAL: Computational phantom with moving arms and legs
Transactions of the American Nuclear Society, 96, 396-397

[Aubineau-Lanièce *et al.*, 2005a]
Aubineau-Lanièce I., de Carlan L., Clairand I., Lemosquet A., Chiavassa S., Pierrat N., Bardies M., Franck D.
Current developments at IRSN on computational tools dedicated to assessing doses for both internal and external exposure
Radiation Protection and Dosimetry, 115(1-4), 522-529

[Aubineau-Lanièce *et al.*, 2005b]
Aubineau-Lanièce I., de Carlan L., Pierrat N., Franck D., Chiavassa S., Bardies M.
Application of voxel phantoms for internal dosimetry at IRSN using a dedicated computational tool
Monte Carlo 2005 Topical Meeting, 787-798, Chattanooga, TN

[Becker *et al.*, 2007]
Becker J., Zankl M., Petoussi N.
A Software Tool for Modification of Human Voxel Models Used for Application in Radiation Protection
Physics in Medicine and Biology, 52, 195-205

[Baglan *et al.*, 1999]
Baglan N., Cossonet C., Trompier F., Ritt J., Bérard P.
Implementation of ICP-MS protocols for uranium urinary measurements in worker monitoring
Health Physics, 77, 455-461

[Bhattacharyya *et al.*, 1995]
Bhattacharyya M.H., Breistenstein B.D., Métivier H., Muggenburg B.A., Stradling G.N., Volf V.
Traitement de la contamination interne accidentelle des travailleurs
Ouvrage IPSN

[Bland *et al.*, 1992]
Bland C.J., Morel J., Lépy M.C.
Determination of ^{239}Pu and ^{241}Am LX-ray intensities using a simplex method for fitting peaks
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 312, 323-333

[Booth, 1985]
Booth T.E.
A sample problem for Variance Reduction in MCNP
Rapport:LA-10363-MS, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Borisov *et al.*, 2002]
Borisov N., Franck D., de Carlan L., Laval L.
A new graphical user interface for fast construction of computation phantoms and MCNP calculations: application to calibration of in vivo measurement systems
Health Physics, 83(2), 272-279
[Boulet *et al.*, 2007]
Boulet B., Bouvier-Capely C., Cote G., Poriel L., Cossonnet C.
Selective extraction of Pu(IV) by a calix[6]arene bearing hydroxamic groups. Application to bioassays
Journal of Alloys and Compounds, 444-445, 526-528

[Bouvier-Capély *et al.*, 2004]
Bouvier-Capély C., Ritt J., Baglan N., Cossonnet C.
Potentialities of mass spectrometry (ICP-MS) for actinides determination in urine
Applied Radiation Isotopes, 60, 629-633

[Breismeister, 1997]
Briesmeister J.
MCNP-a general monte carlo N-particle tranport code
Rapport:LA-12625-M Version 4B Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Breismeister, 2000]
Breismeister J.F.
MCNP^{TM}. A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4c
Rapport:LA–13709–M Version 4C, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Broggio *et al.*, 2008]
Broggio D., Janeczko J., Lamart S., Blanchardon E., Borisov N., Molokanov A., Franck D.
New method based on Monte Carlo calculation and voxelised phantoms for realistic internal dosimetry: application to a complexe and old actinide contamination
Nuclear Technology, 2008 (soumis)

[Burn, 1996]
Burn K.W.
Use of MCNP in Radiation Protection and Dosimetry
In: Variance Reduction Techniques and Tallying Procedures in MCNP
G. Gualdrini and L. Casalini ed., ENEA Bologna, Italy

[Canberra, 2007]
Canberra
Cryo-Pulse™ 5 Electrically Refrigerated Cryostat
Fiche produit 2007

[Carlson *et al.*, 1997]
Carlson J., Bardsley J., Bragin V., Hill J.
Plutonium Isotopics - Non-Proliferation and Safeguards Issues
Rapport IAEA-SM-351/64, August 1997
Disponible sur : http://www.fas.org/nuke/intro/nuke/O_9705.htm.

[Chen *et al.*, 2007]
Chen CY, Chang PJ, Changlai SP, Pan LK.
Effective half life of iodine for five thyroidectomy patients using an *in vivo* gamma camera approach
Journal of Radiation Research (Tokyo) ;48(6):485-93

[Chiavassa, 2005]
Chiavassa S.
Développement d'un outil dosimétrique personnalisé pour la radioprotection en contamination interne et la radiothérapie vectorisée en médecine nucléaire
Thèse de l'Université Paul Sabatier, Toulouse

[Chiavassa *et al.*, 2005]
Chiavassa S., Bardiès M., Guiraud-Vitaux F., Bruel D., Jourdain J.R., Franck D., Aubineau-Lanièce I.
OEDIPE: a personalized dosimetric tool associating voxel-based models with MCNPX
Cancer Biotherapy & Radiopharmaceuticals, sous presse

[Clairand *et al.*, 2000]
Clairand I., Bouchet L.G., Ricard M., Durigon M., Di Paola M., Aubert B.

Improvement of internal dose calculations using mathematical models of different adult heights
Physics in Medicine and Biology, 45(10), 2771-85

[Clarke et Pavia, 1984]
Clarke S.W., Pavia D.
Aerosols and the Lung, Clinical and Experimental Aspects
Butterworths

[Cristy et Eckerman, 1993]
Cristy M., Eckerman K.F.
SEECAL: Program to calculate age-dependent specific effective energies
Rapport: ORNL/TM-12351 Oak Ridge National Laboratory, Etats-Unis

[Davesne, 2006]
Davesne E.
Evaluation of uncertainties in assessment of doses resulting from occupational inhalation of uranium dust
Rapport IRSN/DRPH/SDI/LEDI, France

[Davesne *et al.*, 2008]
Davesne E., Chojnacki E., Paquet F., Blanchardon E.
Modelling the imprecision in prospective dosimetry of internal exposure to uranium
Soumis à Health Physics

[de Carlan, 1998]
de Carlan L.
Développement d'un système de spectrométrie pulmonaire basse énergie pour la mesure des actinides
Thèse de l'Université Paul Sabatier, Toulouse

[de Carlan *et al.*, 2003]
de Carlan L., Aubineau-Lanièce I., Borissov N., Jourdain J.R., Jeanbourquin D., Le Guen B., Franck D.
Application of new imaging and calculation techniques for the activity and dose assessment in the case of a Ru-106 contaminated wound
Radiation Protection Dosimetry, 105(1-4), 219-224

[de Carlan *et al.*, 2007]
de Carlan L., Roch P., Blanchardon E., Franck D.
Application of voxel phantoms in whole-body counting for the validation of calibration phantoms and the assessment of uncertainties
Radiation Protection Dosimetry, 125(1-4), 477-482

[Diop *et al.*, 2006]
Diop C.M.B., Chiron M., Boyard M.
Propagation des rayonnements : méthodes et codes de calcul
Radioprotection et ingénierie nucléaire, (H. Métivier ed.)EDP Sciences, 271-279

[Dinbylow, 1996]
Dinbylow P.J.
The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry
In Proc. International Workshop on Voxel Phantom Development; National Radiological Protection Board Report, pp 1-7

[Dinbylow, 2005]
Dinbylow P.J.

Development of the female voxel phantom, Naomi, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields
Physics in Medicine and Biology, 50, 1047-1070

[Doerfel *et al.*, 2005]
Doerfel H., Andrasi A., Aubineau-Laniece I., Bailey M., Berkovski V., Blanchardon E., Castellani C.M., Hurtgen C., Jourdain J.R., LeGuen B., Malatova I., Marsh J., Stather J.
General guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data
Project IDEAS – EU Contract No.FIKR-CT2001-00160

[Doerfel *et al.*, 2006]
Doerfel H., Andrasi A., Bailey M., Berkovski V., Blanchardon E., Castellani C.-M., Hurtgen C., Le Guen B., Malatova I., Marsh J., Stather J.
General guidelines for the assessment of internal dose from monitoring data (project IDEAS – EU contract n° FIKR-CT2001-00160)
Report FZKA 7243, Research Center Karlsruhe

[Eckerman *et al.*, 2001]
Eckerman K.F., Leggett R.W., Cristy M., Nelson C.B., Ryman J.C., Sjoreen A.L., Ward R.C.
DCAL: User's Guide to the DCAL System
Rapport:ORNL/TM-2001/190 Oak Ridge National Laboratory, USA

[Ecole Joliot Curie, 1996]
Dufour J.P., Barreau G., Reuss P., Cugnon J., Fréhaut J., Quéré Y., Métivier H., Schapira J.P., Cavedon J.M., Delpech M., Loiseaux J.M., Lagniel J.M., Leray S., Cavedon J.M.
Production d'énergie nucléaire et traitement des déchets : des filières d'aujourd'hui aux solutions innovantes
Disponible sur: http://www.cenbg.in2p3.fr/joliot-curie/rubrique.php3?id_rubrique=6&lang=fr

[Ecole Joliot Curie, 2006]
Berger J.-F., Baeten P., Bauge E., Jurado B., Boudard A., Billard I., Varraine F., Billebaud A., David S., Nifenecker H., Protassov K.
Le cycle électronucléaire : de la fission aux nouvelles filières
Disponible sur: http://www.cenbg.in2p3.fr/joliot-curie/rubrique.php3?id_rubrique=6&lang=fr

[Falk *et al.*, 2006]
Falk R.B., Daugherty N.M., Aldrich J.M., Furman F.J., Hilmas D.E.
Application of multi-compartment wound models to plutonium-contaminated wounds incurred by former workers at Rocky Flats
Health Physics, 91, 128-143

[Farah, 2008]
Farah J.
Construction de fantômes NURBS pour l'étude des facteurs morphologiques influant sur l'anthroporadiamétrie pulmonaire
Rapport : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, IRSN/DRPH/SDI/LEDI

[Franck *et al.*, 1997]
Franck D., de Carlan L., Berard P., Dousse C., Pihet P., Razafindralambo N., Soulie R.
Les mesures anthroporadiamétriques dans les basses énergies : évolution technologique et bases des recherches actuelles
Radioprotection, 32(5), 685-696

[Franck *et al.*, 2000]
Franck D., Pihet P., Burger P., Keters M., Rouger M., Lugiez F., Mazur C.
Investigation of silicon detectors to improve in vivo monitoring of ^{239}Pu after accidental intakes
Radiation Protection Dosimetry, 89(3-4), 321-324

[Franck *et al.*, 2001]
Franck D., Laval L., Borissov N., Guillierme P., Bordy J.M.
Development of voxelised numerical phantoms using MCNP Monte Carlo code: application to in vivo measurement
Radioprotection, 36(1), 77-86

[Franck *et al.*, 2003]
Franck D., Borisov N., de Carlan L., Pierrat N., Genicot J.L., Etherington G.
Application of Monte Carlo calculations to the evaluation of uncertainties in the assessment of lung activity
Radiation Protection Dosimetry, 105(1), 403-408

[Geant4 Collaboration, 2003]
Geant4 Collaboration (Agostinelli *et al.*)
Geant4 – a simulation toolkit
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A506, 250–303

[Goorley *et al.*, 2004]
Goorley T., Bull J.S., Brown F.B., Booth T.E., Hughes H.G., Mosteller R.D., Forster R.A., Post S.E., Prael R.E., Selcow E.C., Sood A., Sweezy J.E.
Release of MCNP5_RSICC_1.30
Winter 2004 ANS meeting

[Griffith *et al.*, 1978]
Griffith R.V., Dean P.N., Anderson A.L., Fisher J.C.
A tissue-equivalent torso phantom
Proceedings of an IAEA Conference, Advances in radiation monitoring. Vienna : IAEA ; IAEA-SM-229/56, 4493-4504 (1978)

[GTN5, 1989]
Groupe de Travail de Normalisation n°5 du Comité d'Instrumentation de Radioprotection
Détermination du seuil et de la limite de détection en spectrométrie gamma
Rapport CEA-R-5506

[Gualdrini *et al.*, 2000]
Gualdrini G., Battisti P., Biagini R., De Felice P., Fazio A., Ferrari P.
Development and characterisation of a head calibration phantom for in vivo measurements of actinides
Applied Radiation Isotopes, 53(1-2), 387-393

[Haroche, 2004]
Haroche F.
Les plaies contaminées: anthropogammamétrie haute et basse énergie, application à la simulation Monte-Carlo
Mémoire de recherche IRSN/DRPH/SDI/LEDI

[Hendricks, 2004]
Hendricks J.S.
MCNPX, Version 2.5e
Los Alamos National Laboratory Report, LA-UR-04-0569.

[Hendricks et McKinney, 2005]
Hendricks J.S., McKinney G.W.
Pulse-height tallies with variance reduction
Monte Carlo 2005 Topical Meeting, 1695-1702

[Hendricks, 2006]
Hendricks J.S.

MCNPX, VERSION 26C
Rapport : LA-UR-06-7991, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Hendricks *et al.*, 2006]
Hendricks J.S., McKinney G.W., Fensin M.L., James M.R., Johns R.C., Durkee J.W., Finch J.P., Pelowitz D.B., Waters L.S.
MCNPX, VERSION 26D
Rapport:LA-UR-07-4137, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Hendricks *et al.*, 2008]
Hendricks J.S., McKinney G.W., Fensin M.L., James M.R., Johns R.C., Durkee J.W., Finch J.P., Pelowitz D.B., Waters L.S., Johnson M.W.
MCNPX 2.6.0 Extensions
Rapport : LA-UR-08-2216, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Hernández et El-Daoushy, 2003]
Hernández F., El-Daoushy F.
Accounting for incomplete charge collection in Monte Carlo simulations of the efficiency of well-type Ge-detectors
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 498(1-3), 340-351

[Hickman *et al.*, 1994]
Hickman D.P., Kruchten D.A., Fisher S.K., Anderson A.L.
Calibration of a ^{241}Am wound-monitoring system using Monte-Carlo techniques
Health Physics, 66(4), 400-406

[Hickman et Firpo, 1997]
Hickman D.P., Firpo M.
Magnetic Resonance Image Phantom
Rapport : UCRL-MA-118455 Lawrence Livermore National Laboratory, Etats-Unis

[Hunt *et al.*, 1998]
Hunt J.G., Bertelli L., Dantas B.M., Lucena E.
Calibration of in vivo measurement systems and evaluation of lung measurement uncertainties using a mathematical voxel phantom
Radiation Protection Dosimetry, 76(3), 179-184

[Hunt *et al.*, 2003]
Hunt J.G., Dantas B.M., Lourenço M.C., Azeredo M.G.
Voxel phantoms and Monte Carlo methods applied to in vivo measurements for simultaneous ^{241}Am contamination in four body regions
Radiation Protection Dosimetry, 105(1-4), 549-552

[ICRP-23, 1974]
International Commission on Radiological Protection
Report of the task group on Reference Man
Annals of the ICRP, ICRP Publication 23
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-30, 1979a]
International Commission on Radiological Protection
Limits for intake of radionuclides by workers
Annals of the ICRP, ICRP Publication 30, Part I, Vol 2 n°3-4
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-30, 1979b]
International Commission on Radiological Protection

Dosimetric model for the gastrointestinal tract
Annals of the ICRP, Publication 30, 2

[ICRP-38, 1983]
International Commission on Radiological Protection
Radionuclide transformations - Energy and intensity of emissions
Annals of the ICRP, ICRP Publication 38, Vol 11-13
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-54, 1988]
International Commission on Radiological Protection
Individual monitoring for intakes of radionuclides by workers: design and interpretation
Annals of the ICRP, Publication 54, 19 n°1-3
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-67, 1993]
International Commission on Radiological Protection
Age-dependent Doses to Members of the Public from Intakes of Radionuclides: Part 2. Ingestion Dose Coefficients
Annals of the ICRP, Publication 67, Part 2, Vol 23 n°3-4
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-66, 1994]
International Commission on Radiological Protection
Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection
Annals of the ICRP, ICRP Publication 66, Vol 24 n°1-3
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-70, 1995]
International Commission on Radiological Protection
Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: the skeleton
Annals of the ICRP, ICRP Publication 70, Vol 25 n°2
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-78, 1998]
International Commission on Radiological Protection
Individual monitoring for internal exposure of workers
Annals of the ICRP, ICRP Publication 78, Vol 27 n°3-4
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-89, 2002]
International Commission on Radiological Protection
Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: Reference values
Annals of the ICRP, ICRP Publication 89, Vol 32 n°3-4
Pergamon Press, Oxford

[ICRP-100, 2006]
International Commission on Radiological Protection
Human Alimentary Tract Model for Radiological Protection
Annals of the ICRP, Publication 100, Vol 36
Elsevier

[ICRP-103, 2007]
International Commission on Radiological Protection

The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection

Annals of the ICRP, Publication 103
Elsevier

[ICRU-44, 1989]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Tissue substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements
ICRU Report 44, Bethesda

[Ishikawa et Uchiyama, 1997]
Ishikawa T., Uchiyama M.
Calculation of the counting efficiency for ^{137}Cs using voxel phantoms with lungs and a skeleton
Radiation Protection Dosimetry, 69(3), 199-204

[Jefferies and Gunston, 1986]
Jefferies S.J., Gunston K.J.
Further work concerning a case of Am contamination in the lateral axillary lymph nodes
Health Physics, 50(6), 839-842

[JO, 2003]
Journal Officiel de la République Française
Protection des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants
Décret N°2003-296 du 31 mars 2003

[Kathren *et al.*, 2003]
Kathren R.L., Lynch T.P., Traub R.J.
Six-year follow-up of an acute 241Am inhalation intake
Health Physics, 84(5), 576-581

[Kawrakow et Rogers, 2001]
Kawrakow I., Rogers D.W.O.
The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport
NRCC Report PIRS-701

[Kovtun *et al.*, 2000]
Kovtun A.N., Firsanov V.B., Fominykh V.I., Isaakyan G.A.
Metrological Parameters of the Unified Calibration Whole-Body Phantom with Gamma-Emitting Radionuclides
Radiation Protection Dosimetry, 89(3-4), 239-242

[Kramer et Burns, 1999]
Kramer G.H., Burns L.C.
Evaluation of the effect of chest wall thickness, tissue composition and photon energy on the quantity muscle-equivalent chest-wall-thickness by Monte Carlo simulations
Radiation Protection Dosimetry, 82(2), 115-124

[Kramer G.H. *et al.*, 2004]
Kramer G.H., Hauck B.M., Marro L., Inn K.G.W., Unterweger M., Hodge P.
The use of radiography for investigating the distribution of radioactivity in lung counter calibration sources
Health Physics, 86(4), 359-364

[Kramer G.H. *et al.*, 2005]
Kramer G.H., Hauck B.M., Capello K.
Performance characteristics of a commercially available whole body counting phantom measured experimentally and using Monte Carlo simulations
Health Physics, 88(4), 350-356

[Kramer R. *et al.*, 1982]
Kramer R., Zankl M., Williams G., Drexler G

The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods: Part I. The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms.
GSF-report-S-885

[Kramer R. *et al.*, 2003]
Kramer R, Vieira J.W., Khoury H.J., Lima F.R.A., Fuelle D.
All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 48, 1239-1262

[Kramer R. *et al.*, 2004]
Kramer R, Khoury H.J., Vieira J.W., Loureiro E.C.M., Lima V.J.M., Lima F.R.A., Hoff G.
All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 49, 5203-5216

[Kramer R. *et al.*, 2006]
Kramer R., Khoury H.J., W. V.J., Lima V.J.M.
MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 51, 3331-3346

[Lamart *et al.*, 2007]
Lamart S., de Carlan L., Blanchardon E., Franck D.
Automatic application of ICRP biokinetic models in voxel phantoms for in vivo counting and internal dose assessment
Radiation Protection and Dosimetry, 127(1-4), 240-244

[Lamart et Hendricks, 2007]
Lamart S., Hendricks J.S.
A Human Voxel Phantom Distributed Source Monte Carlo Solution
American Nuclear Society 2007 Winter meeting, 97, 456-457

[Lee *et al.*, 2007a]
Lee C., Lee C., Lodwick D., Bolch W.E.
NURBS-based 3-d anthropomorphic computational phantoms for radiation dosimetry applications
Radiation Protection Dosimetry, 127(1-4), 227-232

[Lee *et al.*, 2007b]
Lee C., Lodwick D., Hasenauer D., Williams J.L., Lee C., Bolch W.E.
Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body models
Physics in Medicine and Biology, 52, 3309-3333; 2007.

[Lemosquet *et al.*, 2002]
Lemosquet A., de Carlan L., Clairand I., Aubineau-Lanièce I.
Fantômes numériques anthropomorphes appliqués à la dosimétrie des rayonnements ionisants : état de l'art
Rapport IRSN - SDOS /2002-004

[Lemosquet *et al.*, 2003]
Lemosquet A., de Carlan L., Clairand I.
Voxel anthropomorphic phantoms: review of models used for ionising radiation dosimetry
Radioprotection, 38(4), 509-528

[Liye et al., 2006]
Liye L., Jizeng M., Franck D., de Carlan L., Binquan Z.
Monte Carlo efficiency transfer method for full energy peak efficiency calibration of three type HPGe detectors: A coaxial N-type, a coaxial P-type and four BEGe detectors

Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A (564) 608-613

[Liye *et al.*, 2007]
Liye L., Franck D., de Carlan L., Junli L.
Application of Monte Carlo calculation and OEDIPE software for virtual calibration of an in vivo counting system
Radiation Protection and Dosimetry, 127(1-4), 282-286

[Leggett, 2001]
Leggett R W.
Reliability of the ICRP's dose coefficients for members of the public. 1. Sources of uncertainty in the biokinetic models
Radiation Protection and Dosimetry 95(3): 199-213

[Massiot *et al.*, 1998]
Massiot P., Leprince B., Lizon C., Le Foll L., L'Huillier I, Rateau G., Fritsch P.
Physico-chemical characterisation of inhalable MOX particles according to the industrial process
Radiation Protection Dosimetry, 79(1-4), 43-47

[Métivier, 1997]
Métivier H.
Toxiques nucléaires (sous la direction de P. Galle)
2ème édition, Editions Masson, Paris

[Métivier *et al.*, 2006]
Métivier H., Aubineau-Lanièce I., Blanchardon E., Bouvier-Capely C., de Carlan L., Franck D., Paquet F.
Dosimétrie et surveillance de l'exposition interne
Radioprotection et ingénierie
Nucléaire, (H Métivier, Ed.),145-176, EDP Sciences, Les Ulis

[Morel *et al.*, 1986]
Morel J., Lepy M.C., Chauvenet B.
Etude des possibilités de mesure des transactinides par spectrométrie de photons de faible énergie
Radioprotection, 21(2), 135-142

[NCRP, 2007]
National Council on Radiation Protection and Measurements
Development of a biokinetic model for radionuclide-contaminated wounds and procedures for their assessment, dosimetry and treatment
Bethesda

[Nelson *et al.*, 1985]
Nelson W.R., Hirayama H., Rogers D.W.O.
The EGS4 Code System
Disponible sur : http://www.slac.stanford.edu/pubs/slacreports/slac-r-265.html

[Netter, 2003]
Netter F.H.
Atlas of Human Anatomy
Icon Learning Systems, Teterboro, NJ, USA

[Newton *et al.*, 1978]
Newton D., Fry F.A., Taylor B.T.
Interlaboratory comparison of techniques for measuring lung burdens of low-energy photon-emitters
Health Physics, 35(6), 751-771

[Newton et Taylor, 1978]
Newton D., Taylor B.T.
X-ray counting efficiencies for plutonium in lungs, derived from studies with inhaled palladium-103
Health Physics, 34(6), 573-585

[Newton *et al.*, 1981]
Newton D., Campbell G.W., Anderson A.L., Fisher J.C.
Consistent X-ray counting efficiencies for plutonium in lungs, derived by independent methods
Health Physics, 40(5), 748-753

[Newton *et al.*, 1984]
Newton D., Wells A.C., Mizushita S., Toohey R.E., Sha J.Y., Jones R., Jefferies S.J., Palmer H.E., Rieksts G.A., Anderson A.L., Campbell G.W.
The Livermore phantom as a calibration standard in the assessment of plutonium in lungs
IN Proc. Assessment of Radioactive Contamination in Man, Paris, 19-23 november 1984, organized by IAEA in co-operation with WHO

[Petoussi-Henss *et al.*, 2002]
Petoussi-Henss N., Zankl M., Fill U., Regulla D.
The GSF family of voxel phantoms
Physics in Medicine and Biology, 47, 89-106

[Piechowski, 1995a]
Piechowski J.
Evaluation of systemic exposure resulting from wounds contaminated by radioactive products
Indian Bull. Radiation Protection, 18(1-2), 8-14; 1995

[Pierrat, 2002]
Pierrat N.
Développement de fantômes numériques voxélisés associés au code Monte Carlo MCNP : application à la mesure directe des actinides dans les poumons
Rapport de stage DEA, Université Paul Sabatier, Toulouse

[Pierrat *et al.*, 2005a]
Pierrat N., de Carlan L., Cavadore D., Franck D.
Application of Monte Carlo calculation for the virtual calibration of a low-energy in vivo counting system
IEEE Transactions on Nuclear Science - Nuclear Medicine Imaging Science, 52(5)

[Pierrat *et al.*, 2005b]
Pierrat N., de Carlan L., Franck D.
Utilisation des fantômes numériques voxélisés pour l'amélioration des étalonnages en anthroporadiamétrie pulmonaire
Radioprotection, 40(3), 307-326

[Pierrat *et al.*, 2005c]
Pierrat N., Prulhière G., de Carlan L., Franck D.
Determination of new European biometric equations for the calibration of in vivo lung counting systems using the Livermore phantom
Radiation Protection Dosimetry, soumis

[Pierrat, 2005]
Pierrat N.
Application des fantômes numériques voxélisés associés au code Monte Carlo MCNP à la mesure in vivo réaliste des actinides dans les poumons et les plaies contaminées
Thèse de l'Université de Paris-Sud

[Razafindralambo, 1995]
Razafindralambo N.
Limite de détection de la spectrométrie X pour l'anthroporadiamétrie pulmonaire du plutonium : Analyse et perspectives de développement.
Thèse de l'Université Paul Sabatier, Toulouse

[Robert, 2007]
Robert C.
Etalonnage de l'installation de mesure anthroporadiamétrique d'AREVA - La Hague à l'aide de fantômes numériques voxélisés
Rapport: IRSN/DRPH/SDI/LEDI, Master II Physique Médicale de l'Université Paris Sud

[Roger, 2007]
Roger M.
Méthodes de Monte-Carlo
Cours du CEA/Saclay Service de Physique de l'Etat Condensé

[Salvat *et al.*, 2006]
Salvat F., Fernández-Varea J.M., Sempau J.
PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport
Workshop Proceedings Barcelona, Spain 4-7 July 2006
Disponible sur : http://www.nea.fr/html/science/pubs/2006/nea6222-penelope.pdf

[Schlagbauer et al., 2007]
Schlagbauer M., Hrnecek E., Rollet S., Fischer H., Brandl A., Kindl P.
Uncertainty budget for a whole body counter in the scan geometry and computer simulation of the calibration phantoms
Radiation Protection Dosimetry, 125(1-4), 149-152; 2007

[Segars et Tsui, 2002]
Segars W.P., Tsui B.M.W.
Study of the efficacy of respiratory gating in myocardial SPECT using the new 4-D NCAT phantom
IEEE Transactions on Nuclear Science, 49 I (3), 675-679

[Société Française de Physique, 1997]
Les déchets nucléaires un dossier scientifique
Les éditions de physique, Paris

[Somasundaram *et al.*, 1981]
Somasundaram S., Sharma R.C., Surendran T.
X-ray detection efficiencies for 103Pd in lungs: Synthesis of data from two laboratories
Health Physics, 91(4), 619-628

[Snyder *et al.*, 1969]
Snyder W.S., Ford M.R., Warner G.G., Fisher H.L.
Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom
Journal of Nuclear Medicine, 10(3), 5-52
Medical Internal Radiation Dose Committee pamphlet n°5

[Snyder *et al.*, 1978]
Snyder W.S., Ford M.R., Warner G.G.
Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom
Medical Internal Radiation Dose Committee pamphlet n°5, Revised

[Suslova *et al.*, 2006]

Suslova KG, Khokhryakov VF, Tokarskaya ZB, Nifatov AP, Sokolova AB, Miller SC, Krahenbuhl MP.
Modifying effects of health status, physiological, and dosimetric factors on extrapulmonary organ distribution and excretion of inhaled plutonium in workers at the Mayak Production Association
Health Physics ; 90(4):299-311

[Vickers, 1996]
Vickers L.R.
The gender-specific chest wall thickness prediction equations for routine measurements of ^{239}Pu and ^{241}Am within the lungs using HPGe detectors
Health Physics, 70(3), 346-357

[West, 1986]
West J.T.
SABRINA: An Interactive Three-Dimensional Geometry--Modeling Program for MCNP
Rapport:LA--10688--M, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Woodard and White, 1982]
Woodard H.Q., White D.R.
Bone models for use in radiotherapy dosimetry
British Journal of Radiology 55, 277-282

[White *et al.*, 1987]
White D.R., Woodard H.Q., Hammond S.M.
Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry
British Journal of Radiology, 60, 907-913

[Woodard et White, 1986]
Woodard H.Q., White D.R.
The composition of body tissues
The British Journal of Radiology, 59, 1209-1219

[Xu *et al.*, 2000]
Xu X.G., Chao T. C., Bozkurt A.
VIP-MAN: an image-based whole- body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations
Health Physics, 78(5), 476-486

[Xu *et al.*, 2007]
Xu X.G., Taranenko V., Zhang J., Shi C.
A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods-RPI-P3, -P6 and -P9
Physics in Medicine and Biology, 52, 7023-7044

[Zhang *et al.*, 2007]
Zhang B., Ma J., Liu L., Cheng J.
CNMAN: a Chinese adult male voxel phantom constructed from color photographs of a visible anatomical data set
Radiation Protection Dosimetry, 124(2), 130-136

[Zankl *et al.*, 1988]
Zankl M., Veit R., Williams G., Schneider K., Fendel H., Petoussi N., Drexler G.
The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection
Radiation Environment Biophysics, 27, 153-164

[Zankl et Wittmann, 2001]
Zankl M., Wittmann A.
The adult male voxel model "Golem" segmented from whole-body CT patient data

Radiat Environ Biophys, 40(2), 153-162

[Zankl *et al.*, 2007]
Zankl M., Eckerman K.F., Bolch W.E.
Voxel-based models representing the male and female ICRP reference adult--the skeleton
Radiation Protection Dosimetry, 127(1-4), 174-186

[Zubal *et al.*, 1994]
Zubal I.G., Harrell C.R., Smith E.O., Rattner Z., Gindi G., Hoffer P.B.
Computerized three-dimensional segmented human anatomy
Medical Physics, 21, 299-302

Annexe 1 : Principaux fantômes numériques voxélisés

Avant l'apparition des fantômes numériques voxélisés, les fantômes mathématiques ont constitué les premiers modèles numériques anthropomorphes. Après un bref rappel sur les fantômes mathématiques de référence, les caractéristiques des principaux fantômes voxélisés seront explicitées.

1. Fantômes mathématiques

Les fantômes numériques mathématiques consistent en des représentations analytiques de l'anatomie humaine, définies à partir d'équations mathématiques. Ils sont basés sur la description CSG. Les premiers fantômes mathématiques ont été développés à des fins dosimétriques, notamment par le comité du Medical Internal Radiation Dose (MIRD) [Snyder *et al.*, 1969 ; Snyder *et al.*, 1978] (Figure A1-1). Le but était d'approcher les principales caractéristiques des organes (forme, taille, localisation) en utilisant des équations faciles à résoudre afin de minimiser les temps de calcul. Mais cette description mathématique reste approximative et simplifiée [Lemosquet *et al.*, 2002].

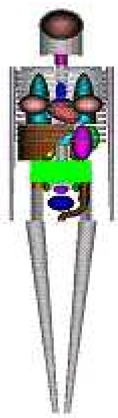


Figure A1-1 : Modèle mathématique adulte de type MIRD.

Extrait de http://www.rpi.edu/dept/radsafe/public_html/projects.htm

2. Fantômes voxélisés

VIP-MAN

La bibliothèque nationale américaine de médecine a lancé en 1986 le projet « Visible Human » dont l'objectif était de créer une bibliothèque d'images (scanner, IRM et photographies prises au

moment de la cryosection) représentant en totalité un homme et une femme adultes afin d'obtenir une description complète et détaillée du corps humain. Plusieurs fantômes ont été créés suite à ce projet, dont le fantôme VIsible Photographic MAN (VIP-MAN), développé à partir des images photographiques couleurs par le Rensselear Polytechnic Institute, Troy, USA (figure A1-2) [Xu *et al.*, 2000].

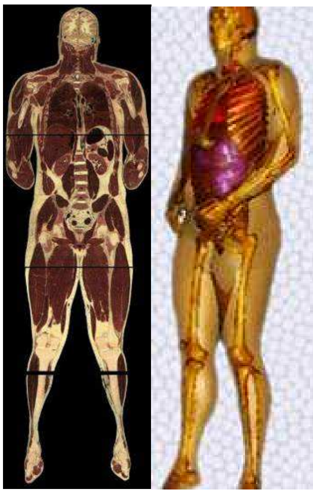


Figure A1-2 : Image originale du projet "Visible Human" et visualisation 3D du fantôme VIP-MAN.

Images extraites des sites http://www.uchsc.edu/sm/chs/browse/browse_m.html et

http://www.rpi.edu/dept/NewsComm/sub/photos/vipman.jpg

Fantômes du Helmholtz Zentrum München

Après des modèles géométriques tels que Adam et Eva [Kramer R *et al.*, 1982] (Figure A1-3), le Helmholtz Zentrum München (Allemagne, ex-GSF) a élaboré à partir d'images scanner une collection de fantômes anthropomorphes voxélisés d'âge et de sexe différents, tels que Golem, Donna, Child et Baby.

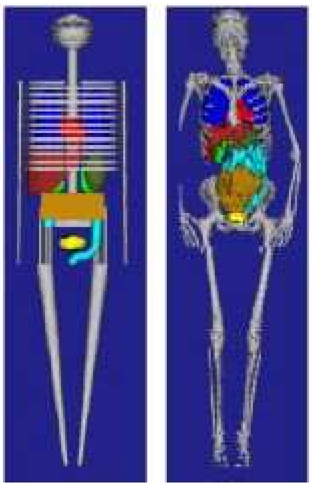


Figure A1-3 : Comparaison des fantômes mathématique Eva et voxélisé Donna.

Images extraites du site http://www.gsf.de/iss/medphys/eng/index.phtml

Fantômes de la Health Protection Agency

La Health Protection Agency (Royaume-Uni, ex-NRPB) a créé les fantômes NORMAN (de l'anglais NORmalised MAN) et NAOMI (de l'anglais aNAtOMIcal model) pour l'étude des champs électromagnétiques [Dinbylow, 1996, 2005]. Les images IRM initiales ont été modifiées afin d'être en adéquation avec l'homme de référence défini par la CIPR [ICRP-89, 2002].

Fantômes de type asiatique

Des fantômes ont été développés pour les morphologies de type asiatique à partir d'images photographiques de coupes anatomiques et/ou d'images médicales.

CNMAN est un fantôme voxélisé élaboré par l'institut chinois de radioprotection [Zhang *et al.*, 2007] à partir d'images photographiques d'un adulte d'origine chinoise de 170 cm et 65 kg. 29 tissus ont été segmentés, la résolution est de 0,16 mm × 0,16 mm × 1 mm. Son article propose également une bibliographie des fantômes japonais et koréens développés à ce jour.

Fantômes numériques de référence de la CIPR

L'application de la simulation du transport des particules à ces fantômes numériques voxélisés plus réalistes que les fantômes mathématiques a montré son utilité en dosimétrie interne et externe [Lemosquet *et al.*, 2003]. Aujourd'hui, la puissance des ordinateurs n'est plus un obstacle au développement des techniques numériques. La CIPR a donc décidé d'utiliser les fantômes numériques voxélisés associés aux codes de calcul Monte Carlo pour réviser ses modèles dosimétriques, initialement basés sur des fantômes mathématiques représentant l'homme et la femme de référence. Bien que les fantômes voxélisés NORMAN ou MAX soient déjà proches des anatomies de référence, la CIPR a entrepris le développement de nouveaux fantômes numériques de référence.

Dans ce cadre, le Helmholtz Zentrum München a récemment développé Rex et Regina [Zankl *et al.*, 2007], fantômes numériques voxélisés représentatifs de l'homme et de la femme de référence en termes de volume, masse, densité et composition élémentaire des tissus. Ils ont été élaborés à partir d'images tomodensitométriques d'un homme et d'une femme de taille et poids proches des valeurs de référence de la CIPR [ICRP-89, 2002].

Les images initiales ont été modifiées à l'aide du logiciel VolumeChange [Becker *et al.*, 2007]. Programmé en langage IDL (Interactive Data Langage), cet outil propose une visualisation 2D ou 3D des voxels situés à la périphérie de chaque tissu organe dont il affiche la masse, le volume et le

nombre total de voxels. L'utilisateur peut modifier ces trois paramètres, ce qui entraîne un ajustement automatique de la forme de l'organe par translation des voxels périphériques selon les trois directions de l'espace.

Nom	Référence	Genre (M/F)	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	Modalité d'imagerie	Taille de la matrice	Taille d'un voxel (mm^3)	Nombre de régions segmentées
VIP-Man	Xu *et al.*, 2000	M	38 ans	186	103	photographies	2048 * 1216 * 1870	0,33 * 0,33 * 1	1400
Golem	Zankl et Wittmann, 2001	M	38 ans	176	69	CT	256 * 256 * 220	2,08 * 2,08 * 8	150
Donna	Petoussi-Henss *et al.*, 2002	F	40 ans	176	79	CT	512 * 512 * N	0,98 * 0,98 * 10	60
Child	Zankl *et al.*, 1988	F	7 ans	115	22	CT	256 * 256 * 144	1,54 * 1,54 * 8	64
Baby	Zankl *et al.*, 1988	F	8 sem.	57	4,2	CT	256 * 256 * 142	0,85 * 0,85 * 4	54
NORMAN	Dimbylow, 1996	M	adulte	176	73	IRM	277 * 148 * 871	2 * 2 * 2	30
NAOMI	Dimbylow, 2005	F	23 ans	163	60	IRM	294 * 124 * 791	2 * 2 * 2	41
MAX	Kramer R., 2003	M	adulte	175	75	CT	196 * 96 * 487	0,36 * 0,36 * 0,36	22
FAX	Kramer R., 2004	F	adulte	163	63	CT	N * N * 453	0,36 * 0,36 * 0,36	22
MAX06	Kramer R. *et al.*, 2006	M	adulte	175	72,5	CT	474 * 222 * 1461	0,12 * 0,12 * 0,12	35 + 9 (squelette)
FAX06	Kramer R. *et al.*, 2006	F	adulte	163	60,2	CT	474 * 222 * 1359	0,12 * 0,12 * 0,12	36 + 9 (squelette)
REX	Zankl *et al.*, 2007	M	adulte	176	73	CT	254 * 127 * 220	2,14 * 2,14 * 8,0	141
REGINA	Zankl *et al.*, 2007	F	adulte	163	60	CT	299 * 137 * 346	1,77 * 1,77 * 4,84	141

Tableau A1-1 : Principaux fantômes voxélisés de type caucasien utilisés en dosimétrie interne. M : masculin, F : féminin, sem. : semaines. N : non spécifié.

	Taille (cm)	Poids (kg)
Homme de référence	176	73
Femme de référence	163	60

Tableau A1-2 : Caractéristiques de l'homme et de la femme de référence définis dans la publication CIPR 89 [ICRP-89, 2002].

Annexe 2 : Validation du programme permettant d'augmenter l'épaisseur thoracique d'un fantôme numérique voxélisé

1. Principales étapes de la méthode

Ce programme dont le principe est décrit au paragraphe 2.1.3 permet d'effectuer des validations par comparaison entre simulations et mesures. Il a été validé en utilisant la procédure suivante :

1. Le fantôme physique Livermore du Secteur Analyses Médicales de La Hague a été voxélisé sans plaque thoracique.
2. Grâce au programme les plaques thoraciques similaires à celles du fantôme physique Livermore, ont été reproduites sur le fantôme voxélisé sans plaque.
3. Les fantômes voxélisés associés à chaque plaque ont été ensuite utilisés pour simuler les mesures pulmonaires réelles réalisées avec le fantôme physique Livermore recouvert de chaque plaque thoracique puis comparées aux mesures réelles et utilisées pour la caractérisation du système de comptage.

L'étape 1 étant explicitée au paragraphe 4.1.4.3.1, seules les étapes 2 et 3 seront développées dans cette annexe.

2. Réalisation des plaques extrathoraciques voxelisées

Calcul du nombre de voxels à ajouter pour reproduire chaque plaque thoracique

Le nombre de voxels à ajouter est calculé en considérant l'épaisseur de chaque plaque thoracique et la taille d'un voxel selon l'axe Oy (Tableau A2-1).

	Plaque 1	Plaque 2	Plaque 3
Epaisseur de la plaque fournie par le fabricant (mm)	6,4	10,2	17,1
Nombre de voxels à ajouter	3,4 -> 3 ou 4	5,4 -> 5 ou 6	9

Tableau A2-1 : Calcul du nombre de voxels à ajouter pour reproduire les trois permières plaques thoraciques du fantôme Livermore.

La plaque 1 qui recouvre le fantôme Livermore de base a d'après le fabricant, une épaisseur de 6,4 mm. Selon l'axe Oy, la largeur d'un voxel est de 0,19 cm. Ainsi, 3,4 voxels de tissu «Griffith breast» doivent être ajoutés au fantôme Livermore voxélisé plaque 0 afin de reproduire la plaque 1. Seul un nombre entier de voxels pouvant être ajouté, les comparaisons des résultats seront réalisées pour 3 puis 4 voxels ajoutés. Une visualisation du fantôme voxélisé Livermore plaque 0 auquel on a ajouté 3 voxels est présentée Figure A2-1.

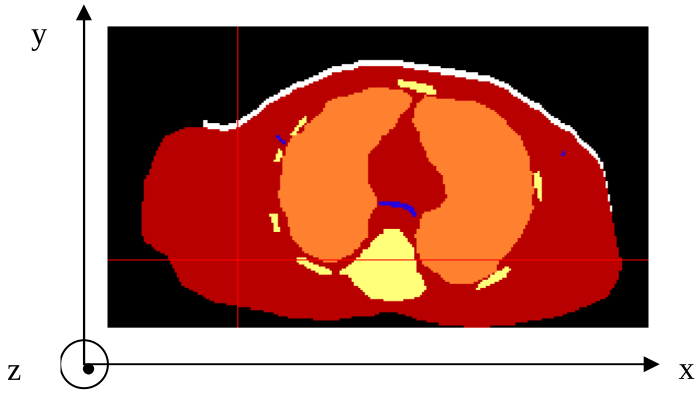


Figure A2-1 : Coupe axiale du fantôme numérique voxélisé Livermore plaque 0 auquel ont été ajoutés, en surface, grâce au programme, 3 voxels suivant l'axe Oy.

On procède de même pour reproduire les plaques 2 et 3.

Les mesures réalisées à La Hague et décrites au paragraphe 4.1.4.2 sont ensuite simulées en respectant la géométrie employée (Figure A2-2).

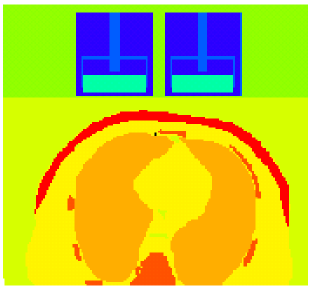


Figure A2-2 : Visualisation par le traceur 2D de MCNPX de la géométrie de mesure.

Comparaison simulations/mesure

Plaque 1

Les rapports des nombres d'évènements obtenus lors des simulations sur le fantôme Livermore voxélisé reproduisant le fantôme Livermore muni de la plaque 1 et lors des mesures spectrométriques sur le Livermore plaque 1 sont présentés figure A2-3.

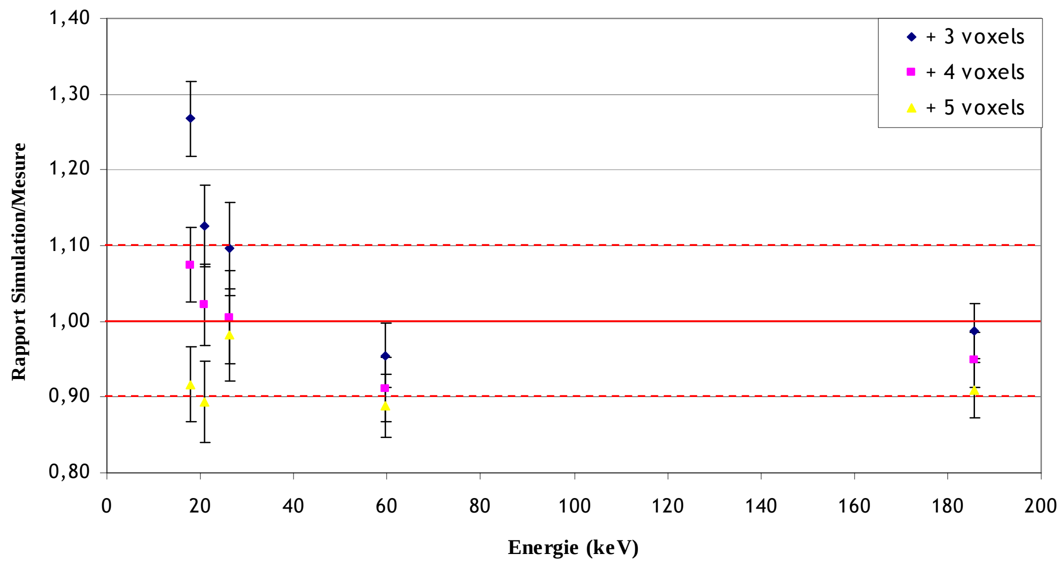


Figure A2-3 : Rapports des évènements entre les simulations réalisées sur le fantôme Livermore plaque 0 auquel ont été ajoutés 3 et 4 voxels «Griffith breast» et les mesures réalisées sur le fantôme Livermore muni de la plaque 1, pour les raies des poumons « MOX ».

On observe que l'ajout de 3 voxels reste insuffisant pour modéliser fidèlement la plaque : l'atténuation des basses énergie est sous-estimée de 28% à 13,9 keV et de 13% à 17,8 keV. Avec 4 voxels, le rapport simulation sur mesure est inférieur à 10% à toutes les énergies étudiées entre 13,9 keV et 185,72 keV. Ainsi, la méthode a permis de reproduire la plaque 1 conformément à l'estimation du nombre de voxels à ajouter.

<u>Plaque 2</u>

Les rapports des nombres d'évènements obtenus lors des simulations sur le fantôme Livermore voxélisé reproduisant le fantôme Livermore muni de la plaque 2 et lors des mesures spectrométriques sur le Livermore plaque 1 sont présentés figure A2-4.

Dans ce cas, alors que la méthode prédit d'ajouter entre 5 et 6 voxels pour reproduire la plaque 2, l'atténuation aux basses énergies reste sous-estimée de 15% à 36% par rapport à la mesure. Afin d'augmenter l'atténuation aux basses énergies, 7 voxels ont été ajoutés et permettent de reproduire plus fidèlement la mesure. Afin de comprendre pourquoi le nombre de voxels nécessaires est plus grand que celui prévu, la plaque reproduite sur le fantôme voxélisé a été comparée à la plaque réelle au niveau des coupes axiales des fantômes. Un exemple de comparaison est présenté figure A2-5.

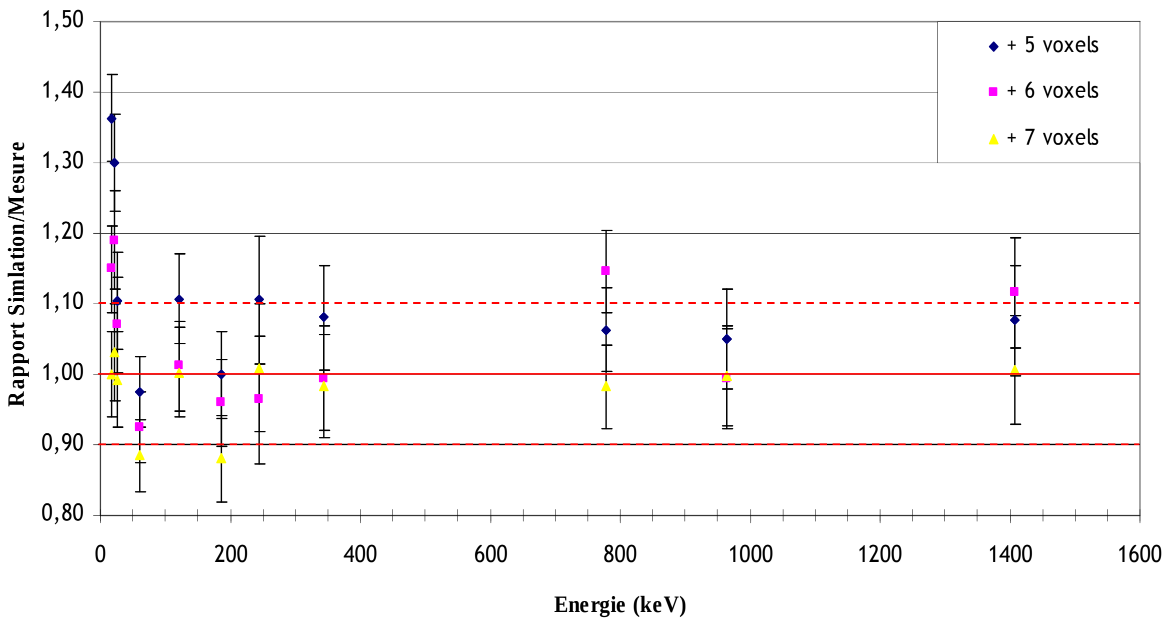


Figure A2-4 : Rapports des évènements entre les simulations réalisées sur le fantôme Livermore plaque 0 auquel ont été ajoutés 5, 6 et 7 voxels de graisse et les mesures réalisées sur le fantôme Livermore muni de la plaque 2, pour les raies des poumons « MOX » et Eu-152.

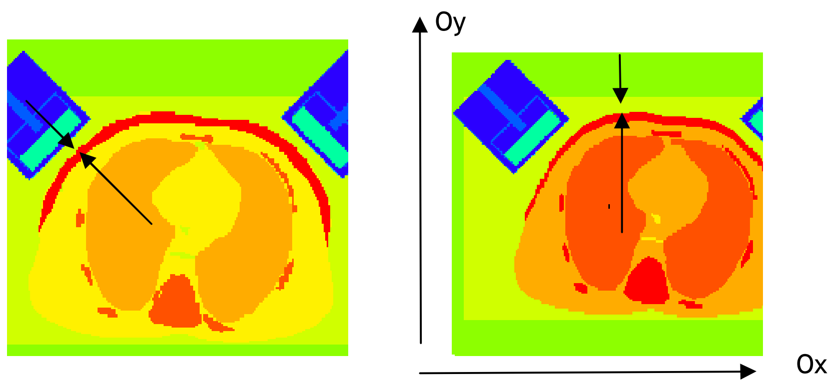


Figure A2-5 : Coupe du fantôme voxélisé (a) équipé de la plaque 2 ; L'épaisseur de la plaque n° 2 est définie, par le fabricant, perpendiculairement à la tangente de celle-ci au point de mesure (b) avec la plaque 2 reproduite par le programme ; les voxels sont ajoutés selon l'axe Oy, l'épaisseur des plaques créées.

La Figure A2-5 met en évidence des différences dans l'épaisseur des plaques. La plaque reproduite est plus fine vers les bords que la plaque réelle. Cet écart s'explique par l'ajout des voxels avec le programme selon l'axe Oy, l'épaisseur des plaques simulées est donc uniforme et définie verticalement alors que l'épaisseur des plaques réelles est relativement uniforme le long de la perpendiculaire à la tangente de celle-ci au point considéré. Cet écart s'amplifie avec l'épaisseur à simuler et entraîne une sous-estimation de l'atténuation d'autant plus importante aux basses énergies.

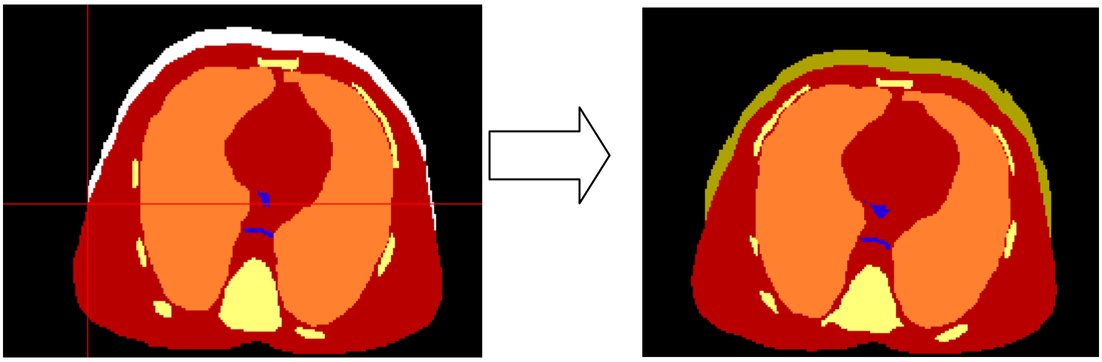
Ajustement du modèle de la plaque 2

Afin de reproduire la plaque 2 de façon plus réaliste, le programme a été utilisé successivement pour ajouter un nombre différent de voxels selon la position sur l'axe Ox. Le tableau A2-3 présente les différentes étapes utilisées :

Etape n°	Nombre de voxels ajoutés	Plage de voxels selon l'axe Ox
1	1	57 à 60
	1	176 à 181
2	2	56 à 56
	3	53 à 55
	2	182 à 186
	3	187 à 187
3	5	49 à 52
	7	41 à 48
	5	188 à 203
	6	204 à 205
4	9	206 à 206
	12	207 à 207
	15	208 à 227
5	1	67 à 71
	2	41 à 66
	2	193 à 227
6	1	199 à 227 pour z compris entre 30 et 67

Tableau A2-3 : Description des différentes étapes réalisées afin d'obtenir une reproduction correcte de la plaque n° 2 du Livermore.

La Figure A2-6, obtenue sous OEDIPE, illustre les modifications subies par la plaque modélisée suite à la réalisation de toutes ces étapes.



(a) (b)

Figure A2-6 : Visualisation, sous OEDIPE, de la plaque modélisée (a) modélisation initiale par ajout de 6 voxels, (b) affinement de la modélisation par utilisations successives du programme d'ajout de voxels sur différentes zones.

Afin que la réponse des simulations soit plus sensible à l'épaisseur de la plaque sur les bords, les détecteurs ont été placés sur les côtés pour les simulations suivantes (Figure A2-7).



Figure A2-7 : Visualisation par le traceur de MCNPX de la position utilisée dans les simulations pour affiner le modèle de la plaque par itération.

La Figure A2-8 expose les rapports des évènements obtenus lors des simulations réalisées sur le Livermore plaque 0 auquel ont été ajoutés des voxels et sur le Livermore muni de la plaque 2.

On observe ainsi que l'ajout progressif des voxels sur les côtés de la plaque permet de faire tendre les valeurs simulées vers les valeurs mesurées surtout aux basses énergies. Par exemple, le rapport qui est de 1,59 à 17,8 keV lors de l'étape n°1 devient égal à 1,10 quand l'étape n°5 est atteinte. L'écart entre simulation et mesure devient inférieur à 10 % pour toutes les énergies à partir de l'étape n°5.

Afin de valider totalement le programme, on vérifie qu'il existe toujours un bon accord entre les simulations lorsque les détecteurs sont positionnés en face des poumons. La figure A2-9 décrit les résultats obtenus dans cette configuration.

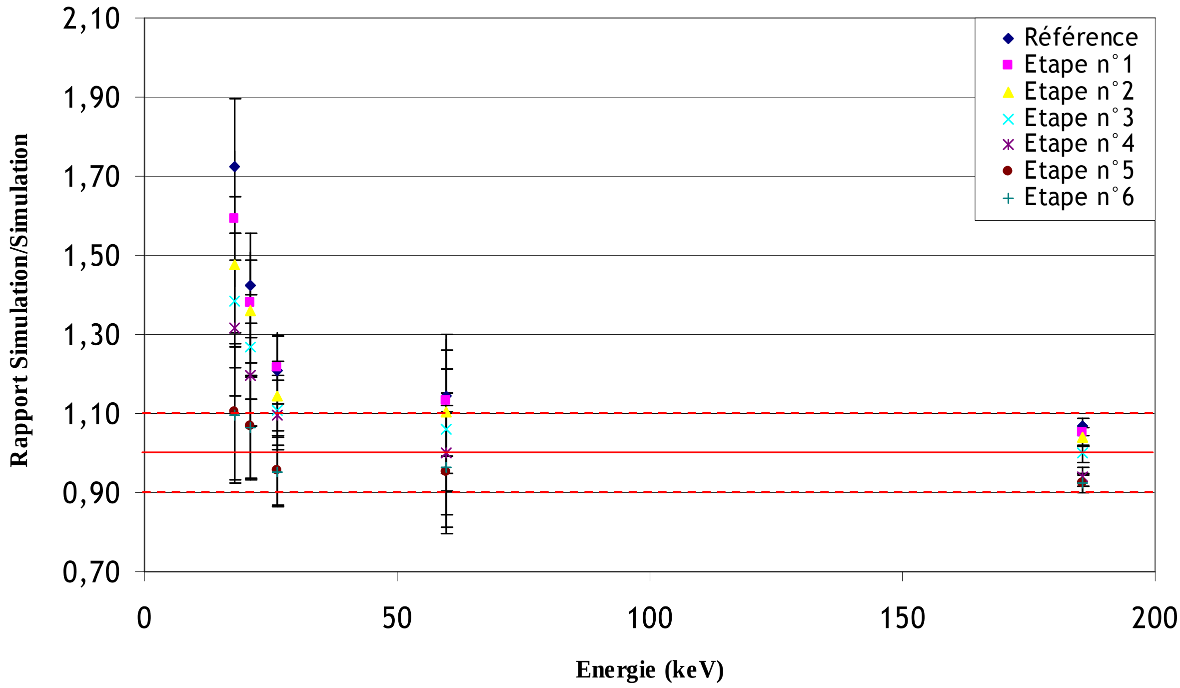


Figure A2-8 : Rapports des évènements entre les simulations réalisées sur le Livermore plaque 0 auquel ont été ajoutés des voxels « Griffith breast » et sur la mesure réelle avec le Livermore plaque 2, pour les différentes étapes, pour les raies des poumons « MOX ».

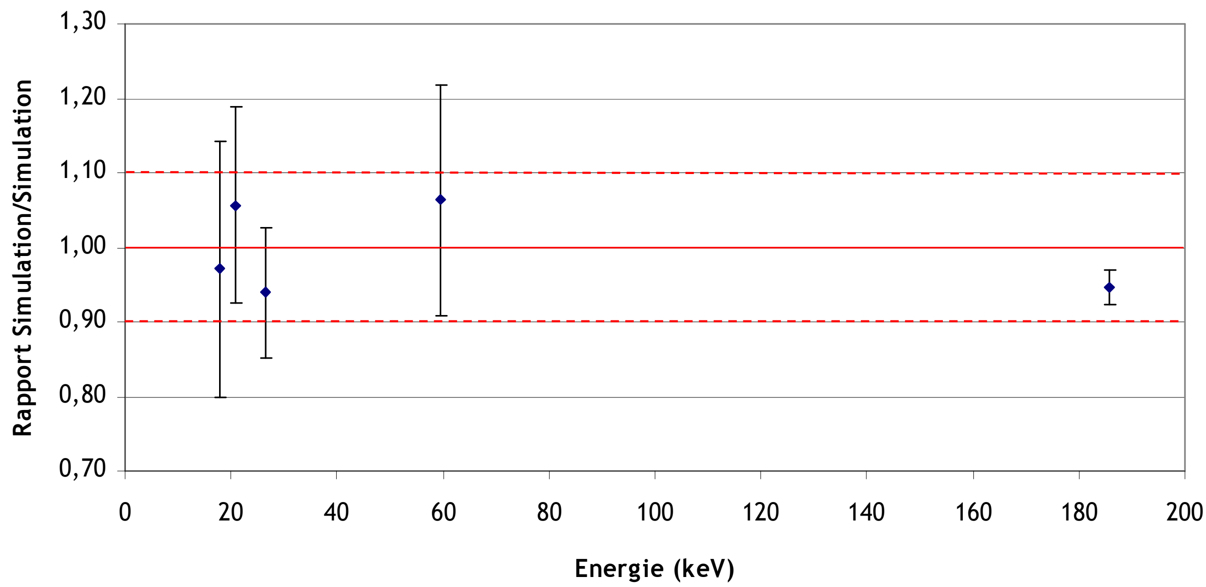


Figure A2-9 : Rapports des évènements entre les simulations réalisées sur le Livermore plaque 0 auquel ont été ajoutés des voxels « Griffith breast » et sur le Livermore plaque 2, pour les raies des poumons « MOX », pour les détecteurs placés en face des poumons.

Les écarts entre les deux simulations sont inférieurs à 10 % ce qui valide ce modèle de plaque 2.

Cependant, cette méthode est assez longue à mettre en œuvre car elle nécessite un calcul Monte Carlo par essai et n'est applicable que si elle peut être validée par des mesures de référence. Il était donc souhaitable d'améliorer la méthode d'estimation de l'épaisseur de la plaque.

Optimisation de l'estimation de l'épaisseur de la plaque

Les plaques thoraciques du Livermore ne présentent pas une épaisseur uniforme. Les variations d'épaisseur de la plaque située juste en dessous de la position des détecteurs sont susceptibles d'influencer le plus leur réponse. Il n'était peut-être donc pas judicieux d'utiliser l'épaisseur fournie par le fabricant. L'épaisseur de la plaque 2 a donc été mesurée à l'aide du traceur de MCNPX en plusieurs points en dessous de la position des détecteurs. L'épaisseur moyenne a été estimée à 14,5 mm soit 7,5 voxels à ajouter. Or avec 7 voxels, la simulation reproduisait bien les valeurs mesurées (Figure A2-4). Cette méthode d'estimation semble plus appropriée que la précédente.

Plaque 3

Les rapports des nombres d'évènements obtenus lors des simulations sur le fantôme Livermore voxélisé reproduisant le fantôme Livermore muni de la plaque 3 et lors des mesures spectrométriques sur le Livermore plaque 1 sont présentés Figure A2-10.

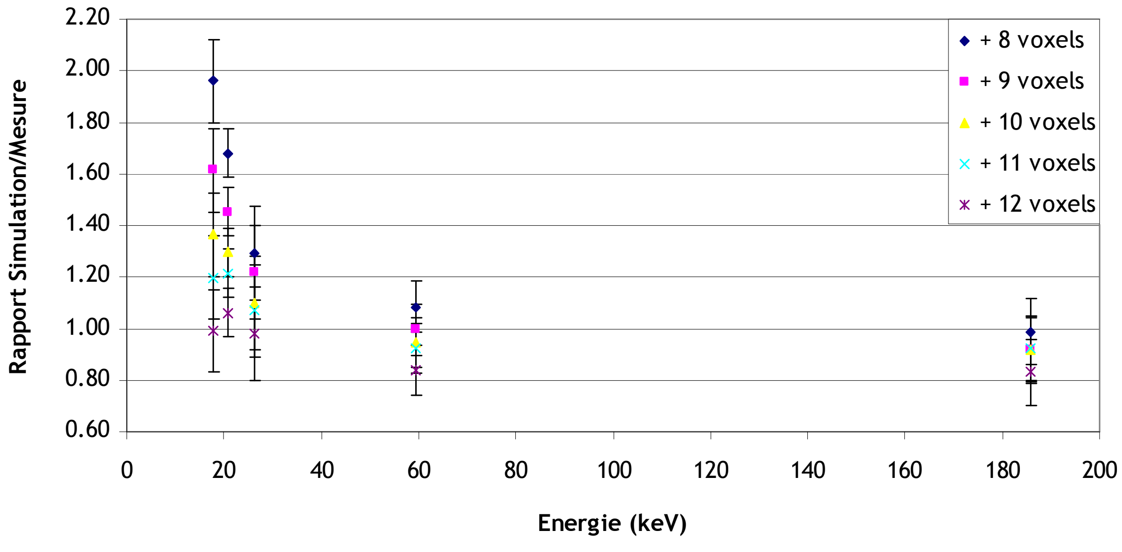


Figure A2-10 : Rapport des événements obtenus par simulation avec le modèle de plaque 3 et la mesure.

Si un nombre uniforme de voxels doit être ajouté, il est compris entre 11 et 12 alors que le nombre de voxels prévus était de 9. Une étude similaire à celle réalisée sur la plaque 2 serait nécessaire pour ajuster l'épaisseur du modèle à celle de la plaque réelle sur toute la tranche.

Par ailleurs, l'épaisseur de la plaque mesurée en dessous de chaque détecteur vaut en moyenne 21,2 mm soit 10,9 voxels à ajouter ce donne une bonne correspondance entre calcul et mesure et confirme la méthode d'estimation de l'épaisseur à ajouter à partir des mesures sous les détecteurs.

Conclusion

Cette étude montre que le programme permet de reproduire fidèlement les plaques du fantôme Livermore et ainsi de valider la procédure. A l'image de la technique utilisée avec le fantôme Livermore, ce programme va permettre, à partir d'un fantôme voxélisé de base, d'ajouter l'épaisseur thoracique correspondant à celle de la personne mesurée afin de mieux modéliser l'atténuation des photons en mesure pulmonaire. La méthode la plus fiable de détermination du nombre de voxels à ajouter consiste à estimer son épaisseur moyenne sous les détecteurs. En pratique, la mesure de l'épaisseur thoracique pourrait être réalisée à l'aide d'une sonde échographique positionnée au niveau de l'emplacement des détecteurs sur la personne contaminée.

Annexe 3 : Composition et densité des tissus du fantôme voxélisé MAX après modification

Tissu	Composition (Elément chimique : fraction massique)	Densité
Air	C : 0,00012 ; N : 0,75527 ; O : 0,23178 ; AR : 0,01283	0,001202
Autres tissus mous	H : 0,1022 ; C : 0,1433 ; N : 0,0341 ; O : 0,7093 ; Na : 0.0001 ; P : 0,003 ; S : 0,003 ; Cl : 0,002 ; K : 0,003	1,06
Rate	H : 0,103 ; C : 0,113 ; N : 0,032 ; O : 0,741 ; NA : 0.001 ; P : 0,003 ; S : 0,002 ; CL : 0,002 ; K : 0,003	1,06
Pancréas	H : 0,106 ; C : 0,169 ; N : 0,022 ; O : 0,694 ; NA : 0.002 ; P : 0,002 ; S : 0,001 ; CL : 0,002 ; K : 0,002	1,04
Os	H : 0,06 ; C : 0,249 ; N : 0,0395 ; O : 0,435 ; NA : 0.001 ; MG : 0,001 ; P : 0,066 ; S : 0,003 ; CL : 0,001 ; K : 0,001	1,47
Poumons	H : 0,103 ; C : 0,105 ; N : 0,031 ; O : 0,749 ; NA : 0.002 ; P : 0,002 ; S : 0,003 ; CL : 0,002 ; K : 0,002	0,26
Muscle	H : 0,102 ; C : 0,143 ; N : 0,034 ; O : 0,710 ; NA : 0.001 ; P : 0,002 ; S : 0,003 ; CL : 0,001 ; K : 0,004	1,05
Foie	H : 0,102 ; C : 0,139 ; N : 0,03 ; O : 0,716 ; NA : 0.002 ; P : 0,003 ; S : 0,003 ; CL : 0,002 ; K : 0,003	1,06
Intestin	H : 0,106 ; C : 0,115 ; N : 0,022 ; O : 0,751 ; NA : 0.001 ; P : 0,001 ; S : 0,001 ; CL : 0,002 ; K : 0,001	1,03
Sang	H : 0,011231 ; C : 0,121119 ; N : 0,0363356 ; O : 0,820304 ; NA : 0,00110108 ; P : 0,00110108 ; S : 0,00220216 ; CL : 0,00330324 ; K : 0,00220216 ; FE : 0,00110108	1,06
Contenu vessie	H : 0,111898 ; O : 0,888102	1
Tissu adipeux	H : 0,114 ; C : 0,598 ; N : 0,007 ; O : 0,278 ; NA : 0,001 ; S : 0,001 ; CL : 0,001	0,95
Testicules	H : 0,106 ; C : 0,099 ; N : 0,02 ; O : 0,766 ; NA : 0,002 ; P : 0,001 ; S : 0,002 ; CL : 0,002 ; K : 0,002	1,04
Estomac	H : 0,106 ; C : 0,115 ; N : 0,02 ; O : 0,751 ; NA : 0,001 ; P : 0,001 ; S : 0,001 ; CL : 0,002 ; K : 0,001	1,03
Reins	H : 0,103 ; C : 0,132 ; N : 0,03 ; O : 0,724 ; NA : 0,002 ; P : 0,002 ; S : 0,002 ; CL : 0,002 ; K : 0,002 ; CA : 0,001	1,05
Région ET	H : 0,103 ; C : 0,105 ; N : 0,031 ; O : 0,749 ; NA : 0,002 ; P : 0,002 ; S : 0,003 ; CL : 0,003 ; K : 0,002	0,26

Annexe 4 : Association des organes et tissus du fantôme MAX modifié aux compartiments du modèle biocinétique de l'Am-241 défini par la CIPR

Compartiment du modèle biocinétique de l'Am-241 défini par la CIPR [ICRP-66, 1994]	Organe ou tissu du fantôme MAX modifié
AI, Alveolar-interstitial region (alvéoles)	Poumons
bb, Bronchiolar region (bronchioles)	Poumons
BB, Bronchial region (bronches)	Poumons
ET1, Extra-thoracic region 1 (nez antérieur)	ET (région extra-thoracique)
ET2, Extra-thoracic region 2 (nez postérieur, oropharynx, larynx)	ET
LN-TH, Nœuds lymphatiques thoraciques	Poumons
LN-ET, Nœuds lymphatiques extra-thoraciques	ET
St_Cont, Estomac	Estomac
SI_Cont, Small intestine (Intestin grêle)	Intestin
Blood	Sang
ULI_Cont, Upper Large Intestine Content	Intestin
LLI_Cont, Lower Large Intestine Content	Intestin
Liver	Foie
Other	Autres_Tissus
C_Bone-S, Os cortical surfacique	Squelette
T_ Bone-S, Os trabeculaire surfacique	Squelette
Kidneys	Rein
Testes	Testicules
UB_Cont, Urinary Bladder Content	Contenu de la vessie
C_Bone-V, Os cortical volumique	Squelette
R_Marrow, mœlle osseuse rouge	Squelette
T_Bone-V, Os trabéculaire volumique	Squelette

Autres_Tissus : ensemble des organes et tissus du fantôme MAX modifié non cités dans la colonne droite du tableau.

Annexe 5 : Comparaison des simulations réalisées avec le fantôme Livermore muni des plaques 1 et 3 aux mesures réalisées au SAM du centre AREVA NC La Hague

Fantôme Livermore équipé de la plaque 1

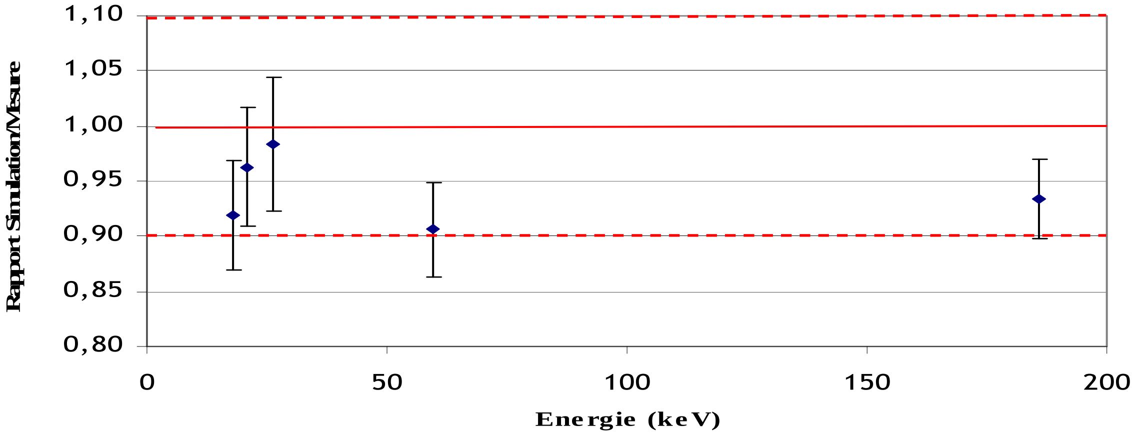


Figure A5-1 : Rapports des nombres d'évènements simulés sur ceux mesurés pour les poumons MOX avec le fantôme Livermore équipé de la plaque 1 (somme des réponses des quatre détecteurs).

Fantôme Livermore équipé de la plaque 3

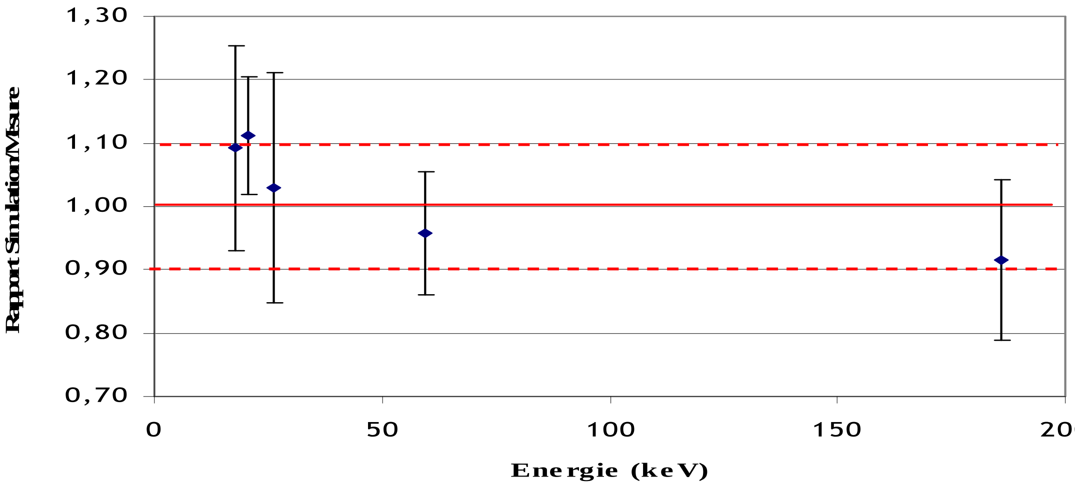


Figure A5-2 : Rapports des nombres d'évènements simulés sur ceux mesurés pour les poumons MOX avec le fantôme Livermore équipé de la plaque 3 (somme des réponses des quatre détecteurs).

Annexe 5 : Comparaison des simulations réalisées avec le fantôme Livermore muni des plaques 1 et 3 aux mesures réalisées auSAM du centre AREVA NC La Hague

Annexe 6 : Application à une étude rétrospective de la validation du fantôme physique Livermore comme référence d'étalonnage de la mesure pulmonaire

Le fantôme Livermore a été élaboré par le Lawrence Livermore National Laboratory. Plusieurs études ont permis de le valider comme fantôme physique d'étalonnage de la mesure pulmonaire des actinides émetteurs de basse énergie comme le plutonium [Newton *et al.*, 1978, 1981, 1984 ; Newton et Taylor, 1978 ; Somasundaram *et al.*, 1981]. Les organes et tissus de ce fantôme ont été conçus avec le plus de réalisme possible et des matériaux capables de reproduire au mieux l'atténuation des photons.

Pour cela, des volontaires ont inhalé un mélange insoluble de radionucléides composé d'un émetteur de photons de basse énergie, comme le palladium 103, dont les raies d'émission sont proches de celles du plutonium, et d'un traceur de la rétention d'activité, émetteur de photons de plus haute énergie, comme le chrome 51, dont les raies sont facilement mesurables [Newton *et al.*, 1978, 1981 ; Newton et Taylor, 1978 ; Somasundaram *et al.*, 1981]. Après quelques jours, l'activité retenue dans les poumons est estimée à partir de la mesure pulmonaire du traceur et du coefficient d'étalonnage classique obtenu avec le fantôme Livermore. La rétention d'activité de l'émetteur de basse énergie est ensuite déduite de la composition du mélange inhalé. La mesure directe des raies X de l'émetteur de basse énergie permet aussi d'estimer sa rétention à partir du coefficient d'étalonnage classique et de comparer les résultats obtenus. Il est apparu intéressant de reconsidérer les résultats de ces études [Newton *et al.*, 1978, 1981 ; Newton et Taylor, 1978 ; Somasundaram *et al.*, 1981] en prenant en compte l'influence de la biocinétique.

1. Quantification de l'influence de la biocinétique

1.2. Méthode

La distribution du Cr-51 a été estimée pour les dates des mesures réalisées entre 5 et 80 jours après l'inhalation volontaire et suivant le modèle biocinétique de la CIPR [ICRP-54, 1988]. Une simulation de la mesure pulmonaire a été effectuée pour chaque date avec le fantôme MAX et comparée à la simulation suivant une contamination exclusivement pulmonaire.

1.2. Résultats

1.2.1. Distribution biocinétique du Cr-51

La distribution dérivée du calcul biocinétique est représentée en Figure A6-1.

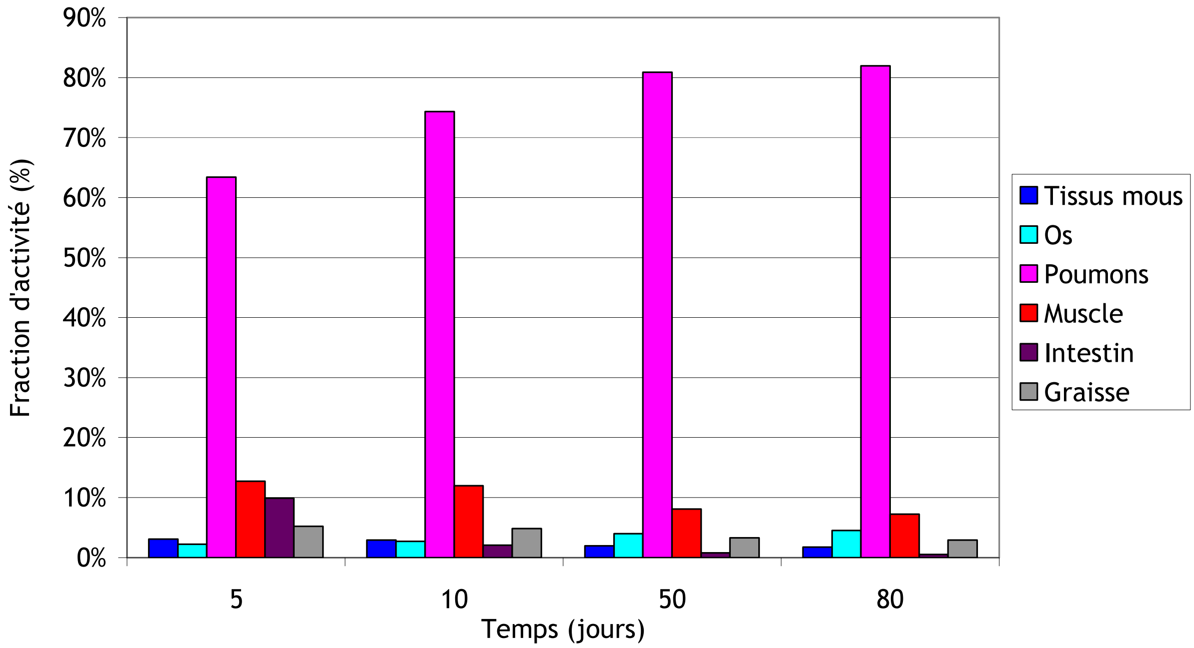


Figure A6-1: Fraction d'activité de Cr-51 dans les principaux tissus contaminés aux dates des mesures suivant le modèle biocinétique.

D'après le modèle biocinétique, la rétention d'activité n'est pas uniquement pulmonaire même pour un type d'absorption S : selon la date de la mesure, 28% à 37% du Cr-51 incorporé est distribué entre d'autres tissus que le poumon.

1.2.2. Influence de la biocinétique sur les mesures pulmonaires

L'efficacité supposant une contamination exclusivement pulmonaire surestime de 17% à 40% l'efficacité relative à l'activité totale distribuée selon le modèle biocinétique. L'écart le plus marqué est observé à 5 jours quand la contamination est la plus dispersée dans le corps. A 50 et 80 jours, la distribution biocinétique se concentre dans les poumons, ce qui réduit l'écart entre les efficacités à 17%.

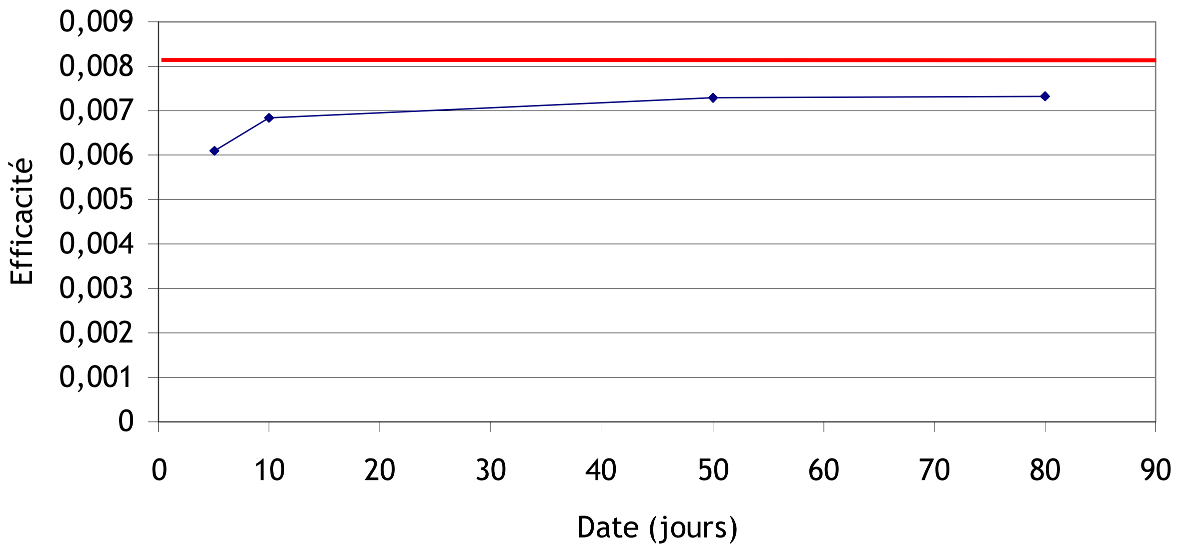


Figure A6-2 : Coefficients d'étalonnage en efficacité à 5, 10, 50 et 80 jours après l'inhalation de Cr-51 selon le modèle biocinétique avec un type d'absorption S. Comparaison avec l'efficacité obtenue en simulant une contamination pulmonaire homogène pour la raie à 320 keV du Cr-51 (droite ε=0,00862).

Afin de quantifier l'écart sur l'estimation de l'activité dans les poumons selon l'étalonnage considéré, le coefficient permettant de calculer l'activité dans les poumons a été déterminé pour chaque distribution biocinétique (Formule 3-6).

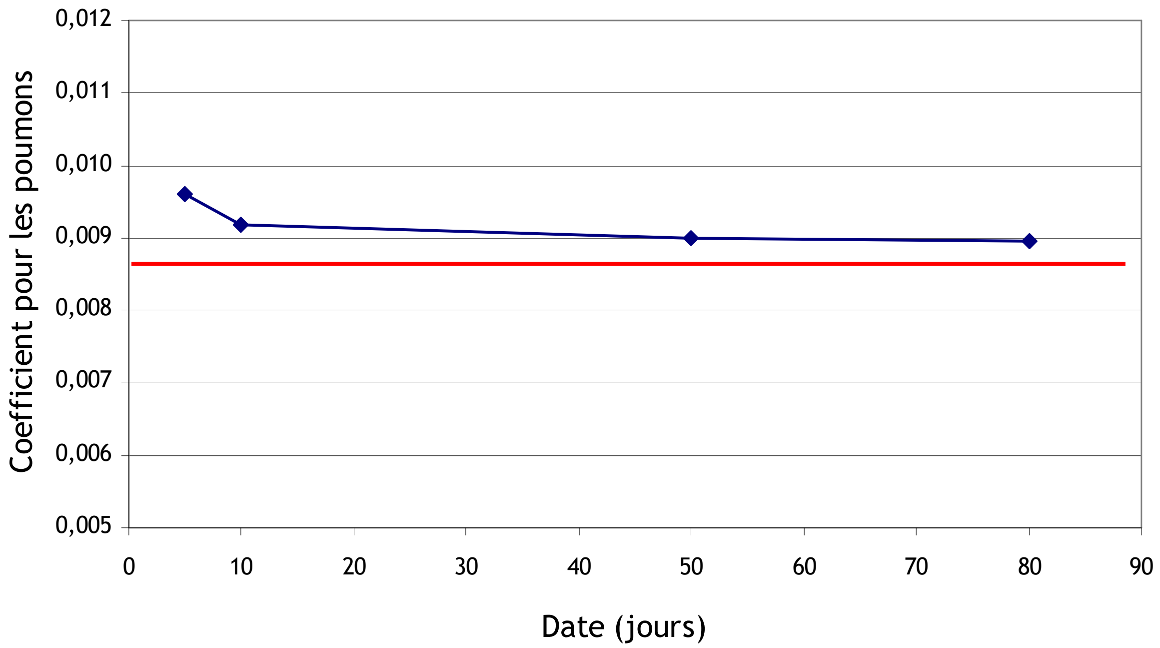


Figure A6-3: Coefficients à 5, 10, 50 et 80 jours dépendants de la biocinétique pour calculer la rétention d'activité en Cr-51 dans les poumons à partir d'une mesure pulmonaire. Comparaison avec le coefficient d'étalonnage en efficacité supposant une contamination exclusivement pulmonaire dans le fantôme voxélisé MAX (droite ε=0,00862).

Le coefficient supposant une contamination uniquement pulmonaire dans le fantôme MAX résulte en une surestimation de l'activité dans les poumons de 4% à 10% par la méthode classique.

2. Discussion

Le choix d'inhaler des composés insolubles (type d'absorption S) et de réaliser les mesures pulmonaire après les premiers jours suivant l'inhalation a permis de se mettre dans les conditions d'une contamination presque exclusivement pulmonaire. L'activité pulmonaire n'est ainsi surestimée que de 4% à 10%, ce qui est tout à fait acceptable compte tenu des autres sources d'incertitudes, telles que le positionnement des détecteurs et des moyens techniques de l'époque.

Index des figures

Index des tableaux

Publications

Lamart S., de Carlan L., Blanchardon E., Franck D. *Automatic application of ICRP biokinetic models in voxel phantoms for in vivo counting and internal dose assessment*

Radiation Protection Dosimetry, 127(1-4), 240-244; 2007

Lamart S., Hendricks J.S. *A Human Voxel Phantom Distributed Source Monte Carlo Solution*

Transactions on Nuclear Science, American Nuclear Society 2007 Winter meeting, 97, 456-457; 2007

Lamart S., Pierrat N., Rateau S., Rouit E., de Carlan L., Dudoignon N., Bottlaender M., Van der Meeren A., Franck D. *Application of voxel phantoms to study the influence of the heterogeneous distribution of actinides in lungs on in vivo counting using animal experiments*

Radioprotection, 42(1), 75-86; 2007

Lamart S., de Carlan L., Blanchardon E., Franck D. *Développements apportés au logiciel OEDIPE de simulation de mesures anthroporadiamétriques pour la prise en compte des données biocinétiques dans la modélisation de la contamination interne*

Radioprotection, 43(2), 213-223; 2008

Lamart S., Robert C., Blanchardon E., Molokanov A., Lechaftois X., Broggio D., Desbrée A., Franck D. *OEDIPE: software for fast construction of computational phantoms and MCNPX calculation in internal dosimetry*

Nuclear Technology, 2008 (soumis)

Lamart S., Blanchardon E., Molokanov A., Kramer G.H., Broggio D., Franck D. *Study of the influence of the radionuclide biokinetics on the efficiency of the in vivo counting using the Monte Carlo simulation*

Health Physics, 2008 (soumis)

Franck D., de Carlan L., Pierrat N., Broggio D., **Lamart S.** *OEDIPE: a new graphical user interface for fast construction of numerical phantoms and MCNP calculations*

Radiation Protection and Dosimetry, 127(1-4), 262-265; 2007

Broggio D., Janeczko J., **Lamart S.**, Blanchardon E., Borisov N., Molokanov A., Franck D. *New method based on Monte Carlo calculation and voxelised phantoms for realistic internal dosimetry: application to a complexe and old actinide contamination*

Nuclear Technology, 2008 (soumis)

Communications orales

Lamart S., Blanchardon E., Molokanov A., Kramer G.H., Franck D. *Study of the influence of radionuclide biokinetics on the efficiency of in vivo counting using Monte Carlo simulation*

Health Physics Society (HPS), 52nd Annual Meeting, Portland, OR, US, juillet 2007

Lamart S., Carlan L.d., Blanchardon E., Franck D. *Automatic application of ICRP biokinetic models to voxel phantoms for in vivo measurement and internal dose assessment*

Internal Dosimetry of Radionuclides: occupational, public and medical exposure, Montpellier, octobre 2006

Lamart S., de Carlan L., Blanchardon E., Franck D. *Etude et prise en compte de l'influence de la biocinétique des radioéléments sur la mesure anthroporadiamétrique à l'aide de fantômes numériques voxélisés*

Société Française de Radioprotection (SFRP), Les codes de calcul en radioprotection, radiophysique et dosimétrie, INSTN, Saclay, novembre 2006

Lamart S., Hendricks J.S. *A Human Voxel Phantom Distributed Source Monte Carlo Solution*

American Nuclear Society (ANS) Winter Meeting, Washington, DC, US novembre 2007

Lamart S., N.Pierrat, de Carlan L., Dudoignon N., Franck D., Rateau S., Rouit E., Vandermeeren A., Bottlaender M. *Application of voxel phantoms to study the influence of heterogeneous distribution of actinides in lungs on in vivo counting calibration factors using animal experimentations*

International Radiation Protection Agency (IRPA), Paris, mai 2006

Lamart S., Robert C., Blanchardon E., Lechaftois X., Molokanov A., Broggio D., Desbree A., Franck D. *OEDIPE: new software for fast construction of computational phantoms and MCNP/X calculation in internal dosimetry*

11th International Conference on Radiation Shielding (ICRS-11) & 15th Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division of ANS (RPSD-2008), Pine Mountain, GA, US, avril 2008